



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA STROJNÍHO INŽENÝRSTVÍ

FACULTY OF MECHANICAL ENGINEERING

ENERGETICKÝ ÚSTAV

ENERGY INSTITUTE

**VÍŘIVÉ ČERPADLO JAKO MOŽNÁ SRDEČNÍ
NÁHRADA**

VORTEX PUMP AS A POSSIBLE HEART REPLACEMENT

DIPLOMOVÁ PRÁCE

MASTER'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Bc. Martin Coufalík

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Simona Fialová, Ph.D.

BRNO 2017

Zadání diplomové práce

Ústav: Energetický ústav
Student: **Bc. Martin Coufalík**
Studijní program: Strojní inženýrství
Studijní obor: Fluidní inženýrství
Vedoucí práce: **doc. Ing. Simona Fialová, Ph.D.**
Akademický rok: 2016/17

Ředitel ústavu Vám v souladu se zákonem č. 111/1998 o vysokých školách a se Studijním a zkušebním řádem VUT v Brně určuje následující téma diplomové práce:

Vířivé čerpadlo jako možná srdeční náhrada

Stručná charakteristika problematiky úkolu:

Rešerše čerpadel používaných jako srdeční náhrady, vlastnosti srdce z technického hlediska, provedení experimentů na vířivém čerpadle a ověření počítačovým modelováním. Návrh úprav stávajících vířivých kol na základě vyhodnocení simulací a experimentů.

Cíle diplomové práce:

Rešerše čerpadel používaných jako srdeční náhrady, vlastnosti srdce z technického hlediska. Vyhodnocení výhod a nevýhod použití vířivých čerpadel pro dané účely a provedení experimentů na dostupném vířivém čerpadle. Následné ověření počítačovým modelováním. Návrh úprav stávajících vířivých kol na základě vyhodnocení simulací a experimentů.

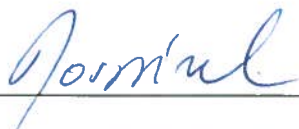

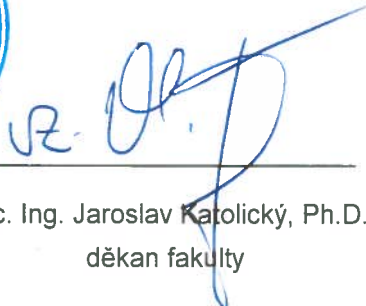
Seznam literatury:

Valenta J. a kol.: Biomechanika, Academia Praha, schváleno jako vysokoškolská příručka čj. 12012/84-30 pro obory aplikovaná mechanika, 1985

ANSYS Tutorials

Termín odevzdání diplomové práce je stanoven časovým plánem akademického roku 2016/17.

V Brně, dne 8. 11. 2016

		
doc. Ing. Jiří Pospíšil, Ph.D. ředitel ústavu		doc. Ing. Jaroslav Katolický, Ph.D. děkan fakulty

ABSTRAKT

Diplomová práce se zabývá problematikou srdečních náhrad a podpor. V teoretické části je popsáno srdce a princip jeho funkce. Dále je charakterizována krev z hlediska reologického chování a jsou uvedena možná kritéria pro vznik hemolýzy. V další části jsou popsány současně nejpoužívanější srdeční podpory s důrazem na využití vířivých čerpadel, která jsou popsána včetně jejich konstrukčních částí. V praktické části je provedena experimentální analýza dvou čerpadel (COV 43 a COV 23). Následně pomocí zákonů podobnosti jsou sestrojeny bezrozměrné charakteristiky čerpadel. Ve výpočetní části práce je realizována CFD analýza vířivého čerpadla prostřednictvím stacionárního a transientního výpočtu. Výsledek je zároveň porovnán s experimentálním měřením a na základě výsledků je provedena úprava oběžného kola.

KLÍČOVÁ SLOVA

Procesy srdečního cyklu, reologie krve, hemolýza, umělé srdce, srdeční podpora, vířivé čerpadlo, charakteristika čerpadla, CFD analýza

ABSTRACT

The diploma thesis deals with the issue of artificial hearts and ventricular assist devices. The theoretical part describes the heart and its function. Blood is characterized in terms of rheological behavior and the possible criteria for hemolysis are discussed. The following section describes the most commonly used ventricular assist devices, with emphasis on the use of the regenerative pump, including its components. In the practical part, an experimental analysis of two pumps (COV 43 and COV 23) is performed. Furthermore, non-dimensional characteristics of the pumps are constructed using the laws of similarity. In the computational part, the CFD analysis of the regenerative pump is performed by means of stationary and transient calculation. The results are compared with the experimental findings and based on the results, the impeller of regenerative pump was modified.

KEYWORDS

Events of cardiac cycle, hemorheology, hemolysis, artificial heart, ventricular assist device, regenerative pump, pump performance curve, CFD analysis

BIBLIOGRAFICKÁ CITACE

COUFALÍK, M. *Vířivé čerpadlo jako možná srdeční náhrada*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství, 2017. XY s. Vedoucí diplomové práce doc. Ing. Simona Fialová, Ph.D.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem diplomovou práci zpracoval samostatně a že jsem uvedl všechny použité informační zdroje.

V Brně dne 26. 5. 2017



Bc. Martin Coufalík
autor práce

PODĚKOVÁNÍ

Tímto bych rád poděkoval vedoucí diplomové práce doc. Ing. Simoně Fialové, Ph.D. za vedení mé diplomové práce. Dále bych rád poděkoval Ing. Martinu Hudcovi za pomoc a ochotu při práci v laboratoři. V neposlední řadě bych rád poděkoval své rodině, která mě během celého studia podporovala.

OBSAH

1. ÚVOD.....	13
2. KARDIOVASKULÁRNÍ SYSTÉM	14
3. LIDSKÉ SRDCE.....	17
3.1. Průběh elektrického impulsu srdcem	19
3.2. Mechanické procesy srdečního cyklu	20
3.3. Přehled důležitých hemodynamických parametrů	22
3.3.1. Přehled hodnot tlaků v jednotlivých částech srdce	22
3.3.2. Tepový objem (Stroke volume)	22
3.3.3. Srdeční výdej (Cardiac output)	23
3.3.3.1. Řízení srdečního výdeje	23
3.3.3.2. Předtížení srdce (preload)	24
3.3.3.3. Dotížení srdce (afterload)	24
4. KREV	25
4.1. Distribuce objemu	25
4.2. Krevní buňky	25
4.2.1. Plazma.....	26
4.2.2. Červené krvinky	26
4.2.3. Bílé krvinky	26
4.2.4. Krevní destičky	26
4.3. Reologie nenewtonovských kapalin	27
4.3.1. Rozdělení kapalin.....	27
4.3.2. Viskozita newtonovských kapalin	28
4.3.3. Viskozita nenewtonovských kapalin.....	29
4.3.3.1. Pseudoplastické kapaliny	30
4.3.3.2. Plastické kapaliny	30
4.3.3.3. Dilatantní kapaliny	30
4.3.3.4. Tixotropní kapaliny.....	31
4.3.3.5. Reopektické kapaliny.....	31
4.4. Reologie krve	32
4.4.1. Vlastnosti krve a její projevy na reologii.....	32
4.4.2. Modely	33
4.4.3. Vliv nenewtonovského charakteru krve na krevní oběh.....	34
4.4.3.1. Velké cévy.....	34
4.4.3.2. Malé cévy	34
4.4.3.3. Porózní tkáň.....	34
4.5. Hemolýza	35
4.5.1. Hemolýza vzniklá tečným napětím	35
4.5.2. Kritéria pro vznik hemolýzy	36

5. SRDEČNÍ PODPORY	37
5.1. Požadavky na srdeční čerpadla a současný trend vývoje	38
6. ČÁSTEČNÉ SRDEČNÍ PODPORY	39
6.1. Intraaortální balónek (IABP Intra-aortic Balloon Pump)	39
6.2. Mechanická podpora levé komory (Left ventricular assist device – LVAD)	40
6.2.1. Rozdělení mechanických podpor levé komory	41
6.2.1.1. 1. Generace	41
6.2.1.2. 2. Generace	42
6.2.1.3. 3. Generace	43
6.2.2. Charakteristiky srdečních čerpadel	45
6.2.2.1. Pulzující charakter proudění	47
6.2.3. Nejpoužívanější srdeční podpory	48
6.2.3.1. Thoratec HeartMate II	48
6.2.3.2. Thoratec HeartMate III	49
6.2.3.3. HeartWare HVAD	50
6.2.3.4. HeartWare MVAD	51
6.2.3.5. Jarvik 2000	52
6.2.3.6. Reliant Heart – HeartAssist 5	53
7. ÚPLNÁ SRDEČNÍ NÁHRADA-SYNCARDIA	54
7.1. SynCardia	54
7.1.1. Popis pracovního cyklu	55
8. VÍŘIVÁ ČERPADLA	56
8.1. Cordierův diagram	56
8.2. Popis vířivých čerpadel	57
8.2.1. Princip proudění kapaliny ve vířivém čerpadle	58
8.2.2. Ztráty ve vířivém čerpadle	59
8.2.2.1. Skluzové ztráty	59
8.2.2.2. Šokové ztráty	59
8.2.2.3. Oběhové ztráty	59
8.2.2.4. Obvodové třecí ztráty	59
8.2.2.5. Ztráty na vtoku a výtoku	59
8.2.2.6. Ztráty netěsnostmi	60
8.2.2.7. Ztráty provozním opotřebením	60
8.2.3. Typická charakteristika vířivého čerpadla	60
8.2.4. Jednotlivé konstrukční prvky vířivých čerpadel	61
8.2.4.1. Konfigurace lopatek	61
8.2.4.2. Počet lopatek	62
8.2.4.3. Axiální vůle oběžného kola	62
8.2.4.4. Boční kanál	62
8.2.4.5. Oddělovač (stripper)	62
8.2.4.6. Uspořádání vstupu a výstupu	62
8.2.5. Srovnání vířivého čerpadla s čerpadlem odstředivým	63

8.3. Vliv změny různých parametrů oběžného kola vířivého čerpadla na jeho charakteristiku	64
8.3.1. Počet lopatek	64
8.3.2. Výstupní úhel lopatek	65
8.3.3. Výstupní boční úhel	67
8.3.4. Vstupní úhel lopatek	68
8.4. Vířivé čerpadlo jako srdeční náhrada	70
9. MĚŘENÍ VÍŘIVÝCH ČERPADER	72
9.1. Měřená čerpadla	72
9.2. Měřicí trať	73
9.3. Měřené veličin	73
9.4. Použitá měřicí technika	73
9.5. Výpočetní vztahy	74
9.6. Výsledky měření	75
10. PODOBNOST A BUCKINGHAMŮV Π TEORÉM	76
10.1. Podobnost vířivých čerpadel	76
10.2. Bezrozměrné charakteristiky čerpadel COV 43 a COV 23	77
10.3. Zobrazení pracovního bodu srdce v charakteristice vířivého čerpadla	78
11. CFD SIMULACE COV 43	79
11.1. Model čerpadla	79
11.2. Výpočetní síť	79
11.3. Okrajové podmínky	82
11.4. Stacionární výpočet	83
11.5. Výsledky stacionárního výpočtu	84
11.6. Nestacionární výpočet	85
11.7. Výsledky nestacionárního výpočtu	86
11.8. Analýza proudění v čerpadle	87
11.8.1. Nezávislost sítě	87
11.8.2. Časový průběh rozdílu tlaku čerpadla	88
11.8.3. Rychlosti na lopatkách	90
11.8.4. Vířivé struktury	92
11.9. Návrh úpravy kola a čerpadla	94
11.10. Výsledky výpočtu upraveného oběžného kola	95
12. ZÁVĚR	97
13. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY	99

14.	SEZNAM TABULEK	107
15.	SEZNAM OBRÁZKŮ	107
16.	SEZNAM POUŽITÝCH VELIČIN	111
17.	SEZNAM PŘÍLOH.....	113

1. ÚVOD

Srdce patří k nejdůležitějším lidským orgánům. Dle výzkumu způsobují na území Evropské unie nemoci oběhové soustavy 52 % všech úmrtí [77]. To dokazuje, že je velmi důležité dbát na správnou funkci srdce.

Současný technologický pokrok umožňuje prodloužit lidský život pomocí vhodných přístrojů. Ty v případě poruchy nebo selhání srdce mohou lidem pomoci, nebo funkci srdce úplně nahradit. Doposud se ale nepodařilo sestrojit umělé srdce, které by trvale nahradilo původní, a proto současné srdeční podpory nebo náhrady slouží pouze jako most k transplantaci. Zařízení, která by fungovala na stejném principu jako lidské srdce, tj. jako objemové čerpadlo, se z rozměrových důvodů v současnosti nepoužívají a pozornost je obrácena na čerpadla hydrodynamická.

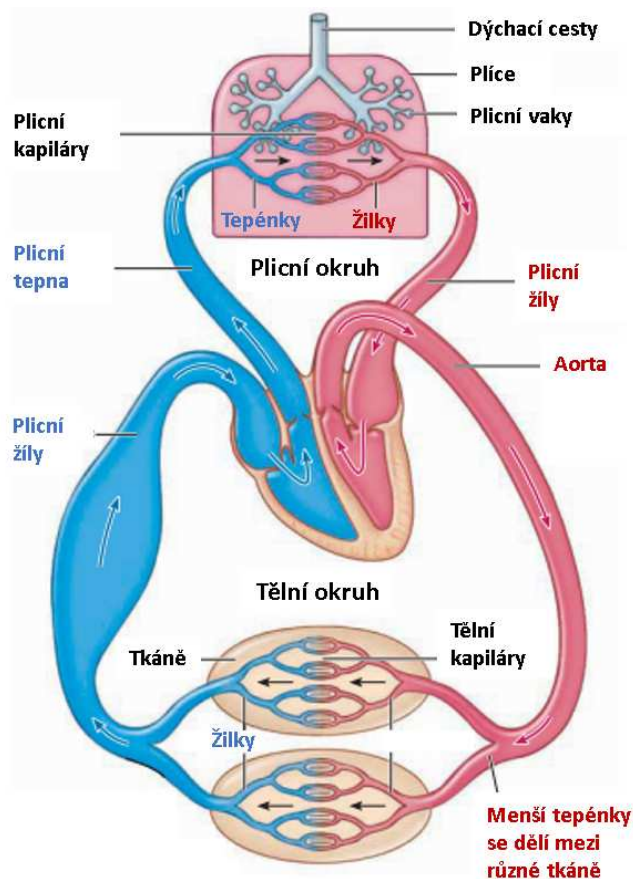
Při bližší analýze proudění krve lidským srdcem lze pozorovat, že při jeho práci vzniká v komorách značné vířivé proudění způsobené několika mechanismy. Podobně je tomu u vířivých čerpadel. Tato podobnost vede k myšlence využití vířivého typu čerpadla pro účel srdeční podpory.

Vířivá čerpadla se vyznačují nízkými specifickými otáčkami a dosahují poměrně vysoké dopravní výšky při nízkých průtocích. Kvůli jejich poměrně nízké účinnosti, která dosahuje maximálně 50 %, nejsou v současnosti příliš rozšířena. Nicméně díky jejich výborné samonasávací schopnosti, nízké ceně a spolehlivosti lze předpokládat, že vířivá čerpadla mohou v budoucnu nalézt nová uplatnění v aplikacích, kde je účinnost druhořadá.

Diplomovou práci lze rozdělit na tři hlavní části – teoretickou, experimentální a výpočetní. Nejprve je provedena studie vlastností srdce z technického hlediska a zároveň řešerše čerpadel používaných jako srdeční podpora s vyhodnocením výhod a nevýhod použití vířivých čerpadel pro danou aplikaci. V další části je provedena experimentální analýza dvou podobných vířivých čerpadel. Poslední část diplomové práce se zabývá CFD analýzou vířivých čerpadel a srovnáním výsledků z experimentu s výsledky z CFD výpočtem. Dále jsou uvedeny možné konstrukční úpravy oběžného kola a její dopady na $Y - Q$ charakteristiku. Následně je provedena CFD analýza upraveného oběžného kola.

2. KARDIOVASKULÁRNÍ SYSTÉM [1] [2]

Kardiovaskulární systém člověka je uzavřená oběhová soustava, která slouží na jedné straně k rozvodu kyslíku a živin a na druhé straně k odvodu oxidu uhličitého a odpadních látek z jednotlivých lidských tkání. Soustava je tvořena sítí cév, jejíž centrem je srdce sloužící v této soustavě jako oběžné čerpadlo, které pohání krev obsaženou v cévách. Vaskulární (neboli cévní) systém sestává z tepen, tepének, vlásečnic (kapilár), žilek a žil (viz obrázek 1). Tepnami proudí krev směrem od srdce a žilami je krev do srdce opět přiváděna.

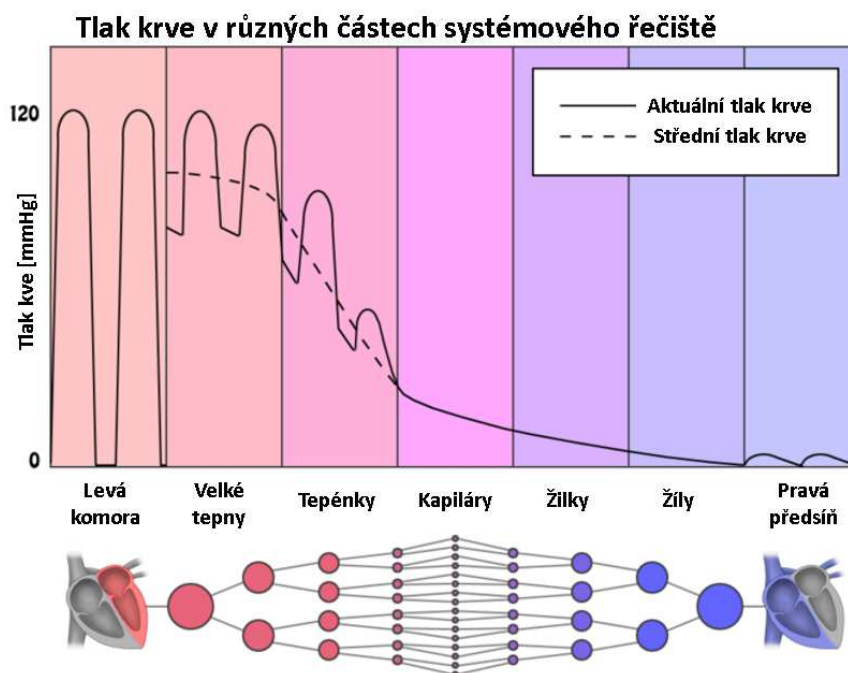


Obrázek 1: Tělní a plicní krevní okruh [1] (upraveno)

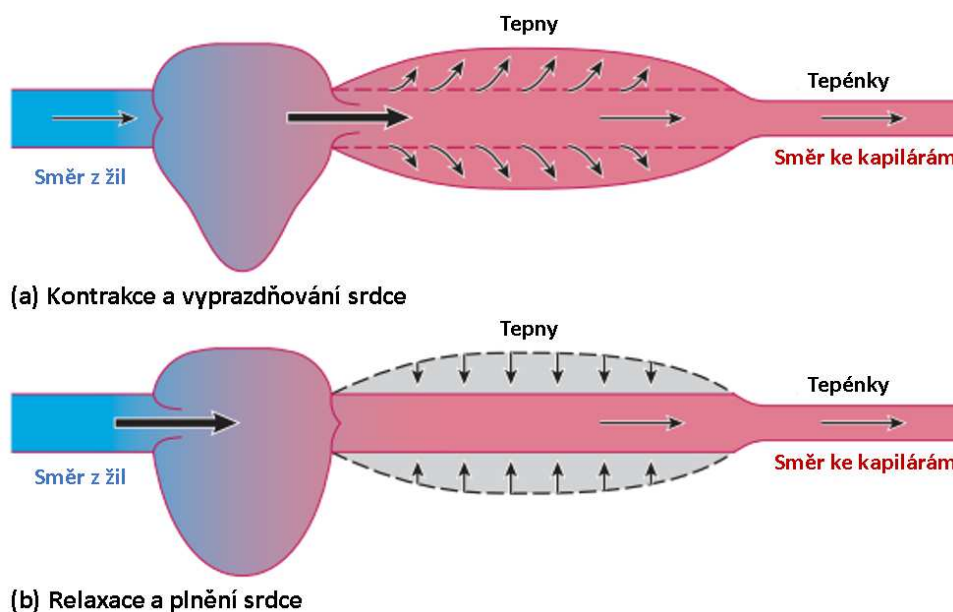
Celý kardiovaskulární systém se dělí na dva oběhy, a to na malý plicní oběh a velký tělní oběh. Pomocí malého plicního oběhu srdce dodává krev do plic, kde dochází k jejímu okysličení.

Velký tělní oběh potom rozvádí okysličenou krev ze srdce do celého těla. Rozdíl mezi jednotlivými oběhy je tedy ten, že zatímco v plicním oběhu proudí tepnami odkysličená krev (namodralá) a v žilách krev okysličená (světle červená), tak v tělním oběhu je tomu právě naopak. Z obrázku 1 je také patrné, že ne všechna krev prochází každou částí lidského těla, nýbrž se cévy větví, takže každou částí těla prochází pouze určité množství krve. Tento fakt lidský organismus využívá pro regulaci a také pro přesměrování většího množství okysličené krve do míst, kde je jí akutně více potřeba na úkor jiných částí těla. Například při tělesné námaze je směřována krev do kosterního svalstva na úkor jiných orgánů.

Z hlediska cév krev opouští srdce prostřednictvím největších cév, tepen, které se následně větví na menší tepénky, a těmi krev proudí až do nejmenších částí krevního oběhu, vlásečnic. V těch probíhá podstata celého cévního systému, kdy dochází k výměně okysličené krve za odkysličenou. Vlásečnice následně přecházejí do žilek, žil a ty okruh uzavírají opět v předsíních srdce.



Stěny tepen a tepének lze rozdělit na několik vrstev. Tyto stěny musí být odolné vůči pulzacím, proto jsou dostatečně bohaté na elastickou tkáň – *elastin*. Prostřední vrstva stěn tepen obsahuje buňky hladkého svalstva. Díky nim jsou tyto cévy schopny s ohledem na pulzace srdce měnit svůj průřez, a tím snižují odpor systému, který je kladen na tok krve. Jak je možné vidět na obrázku 2, tak hlavně tepny a také tepénky musí reagovat na pulzace srdce. Tlak v nich (resp. přetlak vůči tlaku atmosférickému) ovšem neklesá až na nulový, jak je tomu v srdci, ale pouze kolísá s ohledem na pulzace srdce kolem střední hodnoty a díky tomu je docíleno stálého toku krve. To je dáno elastickými vlastnostmi tepen, které se chovají jako tlaková nádrž, viz obrázek 3. Při systole (stažení srdce) dojde vlivem zvýšeného tlaku k roztažení tepen a následně při diastole (ochabnutí srdce) je tento tlak využit k proudění krve i ve chvíli, kdy je pulmonální, resp. aortální chlopeč uzavřen. Obdoba tohoto jevu je využití vzdušníku v potrubní síti.



Obrázek 3: Elastické vlastnosti tepen [1] (upraveno)

Z obrázku 2 je také zřejmé, že v tepénkách dochází k největším tlakovým ztrátám v celém krevním oběhu. To je zapříčiněno hlavně jejich poměrně velmi malým průřezem. Na druhou stranu je tohoto využíváno k eliminaci pulzujícího průběhu tlaku v cévách a hlavně, jak již bylo zmíněno, změnou průřezu tepének pomocí hladkého svalstva obsaženého v cévách může organismus regulovat průtok krve různými částmi lidského těla (v lékařské terminologii se jedná o jevy vasokonstrikce – zúžení cév, resp. vasodilatace – zvětšení průřezu).

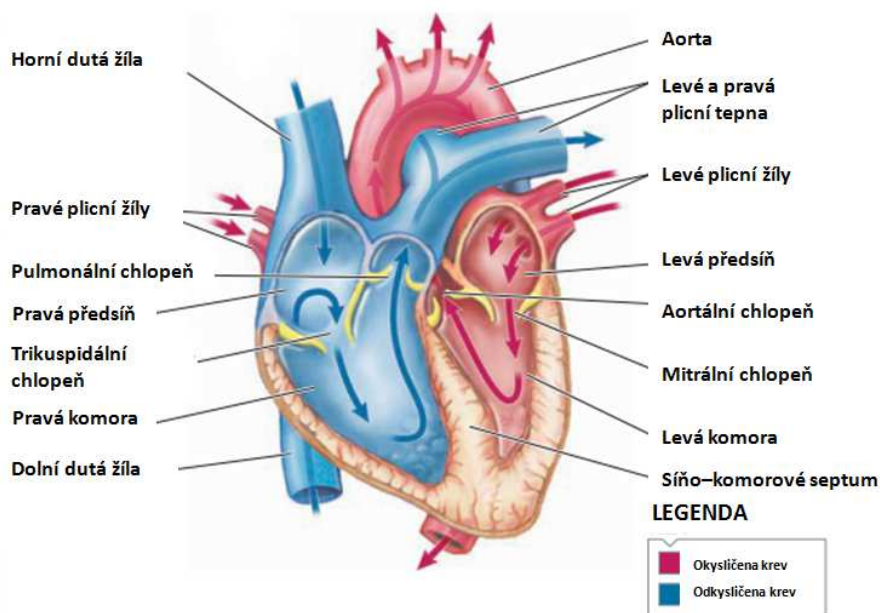
Průřez nejmenších tepének a vlásečnic je obdobně velmi malý, menší než jednotlivé červené krvinky, které se musí v těchto částech krevního oběhu různě deformovat, aby se dostaly skrz. Rozdíl mezi nimi je ten, že kapiláry mají mnohem tenčí stěnu, která se skládá pouze z jedné vrstvy buněk. Samotné vlásečnice tvoří funkční část krevního systému. Skrze jejich stěny je uskutečňována výměna jednak kyslíku a oxidu uhličitého, tak i živin a odpadních látek. Celý proces probíhá na základě fyzikálního jevu, difuze.

Všechny kapiláry ústí do cév zvané žíly. Jejich stěna je již poměrně menší než stěna tepen a jsou mnohem stlačitelnější. Krev v nich proudí také pomaleji a při nižším tlaku. Srdce již téměř vůbec neovlivňuje svými pulzacemi tok krve v těchto cévách, krev je v žilách poháněna stahy ostatních svalů (např. při chůzi atd.). Jelikož z některých částí (například z nohou) musí krev proudit proti gravitační síle, jsou žíly vybaveny množstvím jednosměrných žilních chlopní, které napomáhají proudění krve směrem do srdce. Žíly bývají také často označovány jako kapacitní cévy, nachází se v nich totiž až téměř 2/3 celkového množství lidské krve.

Pokud tedy chceme hodnotit lidské srdce jako takové, musíme potom zohlednit celý kardiovaskulární systém, obdobně jako když navrhujeme čerpadlo, tak musíme znát systém, ve kterém toto čerpadlo bude pracovat. Kardiovaskulární systém lidského těla je ovšem ještě ovlivňován celou řadou dalších orgánů, které musí pracovat ve společné harmonii.

3. LIDSKÉ SRDCE

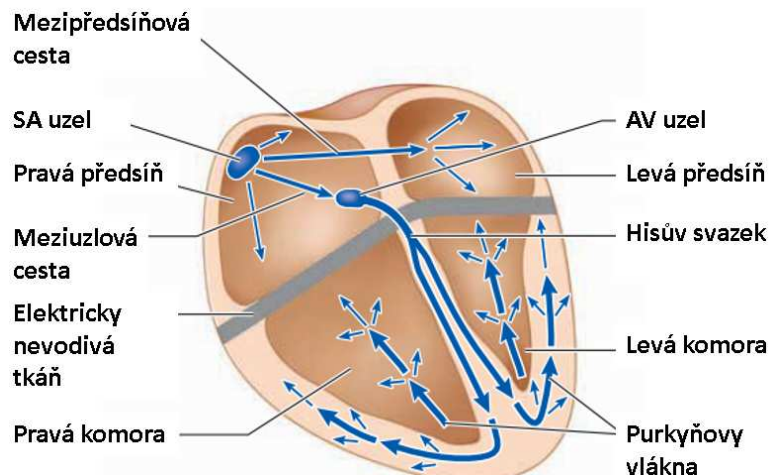
Jak již bylo zmíněno, lidské srdce slouží jako centrální výkonný prvek kardiovaskulárního systému. Jeho velikost je asi tak jako lidská pěst a váží jen okolo 300 gramů. Pojmenování základních částí srdce je popsáno na obrázku 4. Srdce je dutý orgán a z hlediska funkce na něj můžeme pohlížet jako na dvojité čerpadlo, které je tvořeno levou respektive pravou stranou. Srdce lze rozdělit na čtyři hlavní části, a to levá a pravá předsíň a levá a pravá komora. Krev vždy vstupuje do srdce přes předsíň a následně je vypuzována komorou do tepen. Jednotlivé strany (tj. levá a pravá) jsou odděleny síňo–komorovým septem, který zabraňuje promíchání krve mezi levou a pravou částí srdce.



Obrázek 4: Lidské srdce [1] (upraveno)

Pro dobré pochopení funkce jednotlivých částí srdce je vhodné projít si cestu, kterou urazí krev při průchodu celým srdcem. Odkysličená krev, která splnila svoji funkci v oběhu, přichází horní a dolní dutou žílou do pravé předsíně (v tu dobu jsou všechny chlopně uzavřeny). V její horní části se nachází malý nervový shluk, který se nazývá *sinoatriální uzel (SA uzel)*. Ten v pravidelných intervalech vysílá do celého srdečního svaly elektrické impulzy, které se šíří celým srdečním svalem jako vlna (viz obrázek 5). Tento impuls zapříčiňuje kontrakci části srdce, a tím také zvýšení tlaku v jednotlivých částech srdce. Nejprve vzruch vychází z SA uzlu a způsobuje kontrakci pravé a levé předsíně. Díky tomu dojde ke zvýšení tlaku v pravé (resp. levé) předsíni, a tím k otevření *trikuspidální chlopně*, která se nachází mezi pravou síní a pravou komorou. Srdeční chlopně fungují jako jednocestný ventil, který je otevřen, dokud je v předsíni vyšší tlak než v komoře. V okamžiku, kdy vlna vzruchu vytvořená v SA uzlu dosáhne dalšího shluku nervů – *atrioventrikulárního uzlu*, je vyvolána další vlna, která způsobí kontrakci zbylé části srdce a tím zvýšení tlaku v pravé (resp. levé) komoře. Jakmile tlak v komoře převyší tlak předsíně, tak se trojcípá chlopeň uzavře, a nadále dochází ke zvyšování tlaku v komoře. Až tento tlak přesáhne tlak v plicnici (tepna vedoucí do plic), tak se otevře *pulmonální chlopeň* a

krev skrz ni proudí směrem do plic. Ve chvíli, kdy tlak krve v komoře zase poklesne pod tlak v plicnici, tak se opět pulmonální chlopeň uzavře. Po okysličení krve v plicích se krev vrací plicní žílou do srdce, konkrétně do levé předsině, která je mírně větší než ta pravá. Elektrický impuls, který vyvolával stah pravé části srdce, téměř ve stejném okamžiku prochází také levou stranou srdce. Krev putuje levou částí srdce obdobným způsobem jako v pravé části srdce, tedy z levé předsině přes *mitrální chlopeň* do levé komory. Ta je největší ze všech čtyř částí srdce. Z ní je následně krev vháněna skrze *aortální chlopeň* do největší tepny, *aorty* a odtud se již krev vydává na cestu krevním oběhem do různých částí těla a následně končí opět v pravé předsině. Zřetelně je vidět postup vzruchu srdcem na obrázku 5.

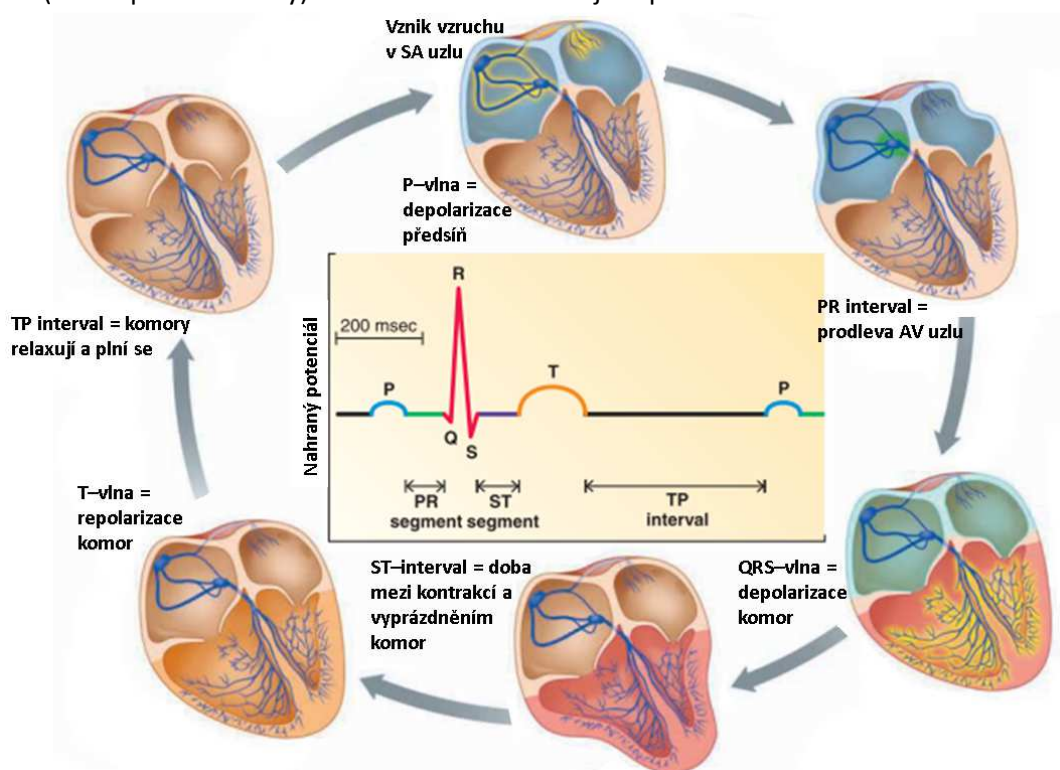


Obrázek 5: Postup vzruchu srdcem [1] (upraveno)

Pokud bychom chtěli srovnat levou a pravou část lidského srdce, tak si můžeme všimnout, že tloušťka stěny levé části je větší než tloušťka stěny pravé části srdce. Aby nedocházelo k hromadění krve v některé části lidského těla, musí obě dvě strany srdce čerpat stejné množství krve. Z levé strany srdce je ovšem zásoben velký tělní okruh, který má mnohem větší odpor než malý plicní okruh. Z toho důvodu musí levá strana produkovat vyšší tlak, aby byl dosažen stejný průtok jako v pravé straně, a hlavně proto je tedy stěna levé části srdce větší než pravá.

3.1. Průběh elektrického impulsu srdcem

Průběh srdeční činnosti je možné měřit pomocí EKG (elektrokardiogram). Ten zaznamenává průběh elektrického výboje (ne jeho velikost, nýbrž tvar), který je vyvolán sinoatriálním a atrioventrikulárním uzlem. Průběh záznamu EKG je znázorněn na obrázku 6, kde na ose y je velikost napětí, které je projevem šíření elektrického impulsu srdcem, v závislosti na čase. Jeden cyklus srdce lze rozdělit na části P, Q, R, S a T. Cyklus tedy začíná P vlnou, která odpovídá počátku vzruchu vnikuvším v sinoatriálním uzlu. Tento vzruch prochází levou a pravou předsíní. Tato vlna bývá také označována jako depolarizace. Následně na P vlnu navazuje QRS vlna, která odpovídá dosažení vzruchu do atrioventrikulárního uzlu. Mezi těmito dvěma vlnami je krátká prodleva. Následně vlna z AV uzlu postupně prochází zbývajících částí srdce (levé a pravé komory). T vlna následně indikuje repolarizaci srdce.

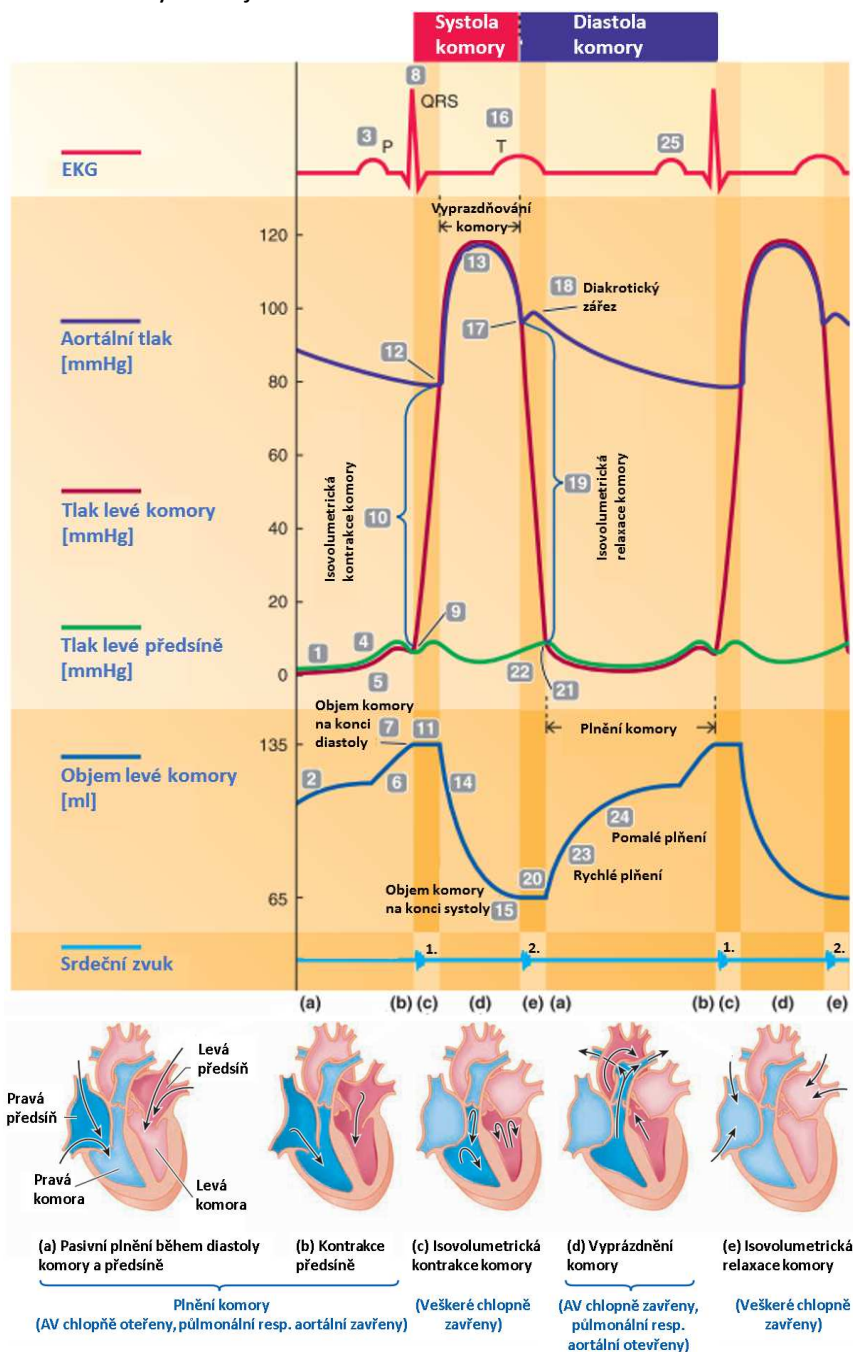


Obrázek 6: Průběh vzruchu srdcem s ohledem na EKG záznam [1] (upraveno)

3.2. Mechanické procesy srdečního cyklu

Srdeční cyklus se sestává z periodického střídání kontrakce a vyprazdňování – *systoly srdce* a ochabnutí a plnění – *diastoly srdce*. Tento cyklus u průměrného jedince probíhá asi 70x za minutu, tato hodnota se ovšem vlivem zátěže stresu a jiných okolností může značně zvýšit (i na více než dvojnásobek).

Na obrázku 7 je komplexně zobrazen průběh EKG, tlaků a průtoku srdcem během jednoho srdečního cyklu. Obrázek znázorňuje pouze levou část srdce, v pravé průběh vypadá identicky, pouze hodnoty tlaků jsou nižší.



Obrázek 7: Mechanické procesy srdečního cyklu, zobrazeno pro levou část srdce [1] (upraveno)

Z obrázku 7 je zřetelné, že v době označené (1) až (9) je trikuspidální chlopeň otevřena, a tedy tlak v předsíni a komoře se rovnají. Obdobně tomu je při otevření pulmonální chlopně, tedy v době označené (12) až (17), kde se tlak v komoře rovná tlaku v tepně.

Pokud znova projdeme cestu krve srdcem, můžeme si znázornit průběh jednotlivých veličin v jeho částech.

Cyklus začneme od diastoly jak předsíně, tak komory (odpovídá TP intervalu v EKG). Celé srdce je v první fázi ochablé a vlivem kontinuálního toku krve z žilního systému do předsíně se tlak předsíně nepatrně zvyšuje (1) a vlivem této tlakové difference proudí krev do komory ještě před jakoukoliv srdeční aktivitou (2).

Následně je v SA uzlu indikován vzruch, který se šíří celou předsíní. To je na EKG znázorněno jako P vlna (3). Předsíň se stáhne a tím vlivem se zvýší její tlak (4). Následkem toho se zvyšuje i tlak v komoře (5), který zůstává o něco nižší, díky čemuž se objem komory nadále zvyšuje (6). Trikuspidální komora je stále otevřená. Plnění komory probíhá až do kontrakce komory (7). V tomto bodě má komora svůj nejvyšší objem, který v průměru dosahuje 135 ml.

Dále vzruch vznikuvší v SA uzlu dorazí do AV uzlu a vyvolá kontrakci komory (v EKG znázorněn jako QRS vlna (8)). Krátce na to tlak v komoře prudce vzroste (10) a trikuspidální komora se uzavře (9). Po dobu, kdy jsou komory uzavřeny (11), se nemění objem, nýbrž roste tlak v komoře. V momentě, kdy tlak v komoře převyší tlak v aortě (12), se otevře pulmonální chlopeň. Díky tomu se začne komora vyprazdňovat (14) a tlak v tepně kopíruje tlak v komoře (13). Komora se nevyprázdní úplně, ale zůstane v ní minimálně cca 65 ml krve.

Posléze je iniciována T vlna (16) značící relaxaci srdce a vlivem poklesu tlaku v komoře pod tlak v tepně se pulmonální chlopeň uzavře (17), což je doprovázeno mírným zakolísáním tlaku, zvaným *Dikrotický zářez* (18). Následně jsou opět obě komory uzavřeny a tlak klesá za stálého objemu (20). Zatímco tlak v komoře klesá (19), tak tlak v předsíni kontinuálně s přitékající krví z žilního systému narůstá (22). Jakmile tlak v předsíni opět převyší tlak v komoře, je trikuspidální komora otevřena (21) a komora se začne opět plnit. Plnění nejprve probíhá vlivem tlakové difference rychle (23) a následně po vyrovnání tlaků v předsíni a v komoře pomaleji (24) = (2), kdy krev teče přímo z žilního systému až do komory. Bod (25) = (3) značí opětovnou indikaci vzruchu v SA uzlu.

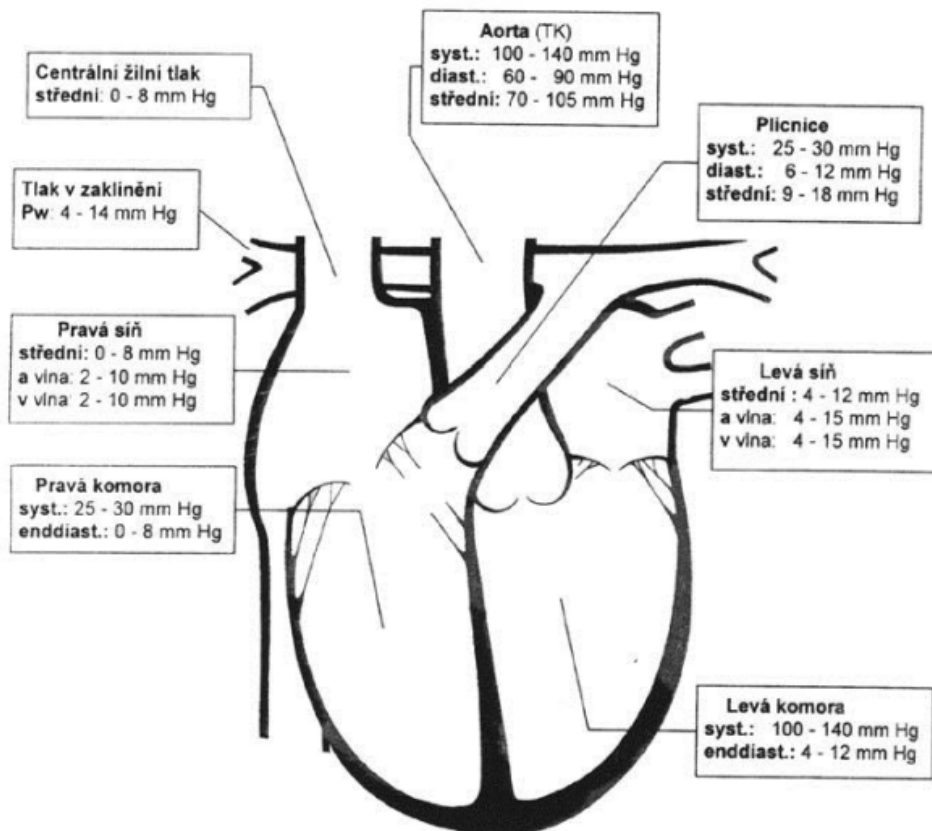
Jeden celý cyklus člověka, který je v klidu, trvá průměrně 800 ms s tím, že 300 ms trvá systola a 500 ms diastola. Pokud se ovšem zvýší tep lidského těla například ze 75 až na 180 tepů za minutu, tak se čas diastoly může snížit až o 75 % (tj. na 125 ms). Díky tomu, že převážná část plnění předsíně probíhá v době rychlého plnění (23), není nikterak toto zvýšení krátkodobě závažné. Avšak tep by neměl vzrůst na více než 200 tepů za minutu, kdy by již žilní systém "nestíhal" včas plnit předsíň a srdce by nebylo adekvátně plněno.

3.3. Přehled důležitých hemodynamických parametrů [4]

V následujících kapitolách budou stručně shrnuty nejdůležitější hemodynamické parametry, které popisují jak lidské srdce, tak i celý kardiovaskulární systém. Jedná se o *hodnoty tlaků* v různých částech srdce, *tepový objem*, *srdeční výdej*, *přetížení* a *dotížení srdce*.

3.3.1. Přehled hodnot tlaků v jednotlivých částech srdce

Na následujícím obrázku jsou vyobrazeny hodnoty tlaků, kterých je běžně dosahováno v různých částech srdce při systole, diastole a střední tlak.



Obrázek 8: Přehled hodnot tlaků v jednotlivých částech srdce [5]

Pozn.: $1\text{mmHg} \approx 133,3\text{ Pa}$

3.3.2. Tepový objem (Stroke volume)

Tepový objem je objem krve, který je ze srdce při jednom srdečním cyklu vyslán do oběhu. V lidském těle tato hodnota průměrně bývá:

$$\text{Tepový objem} = 60 - 130 \text{ ml/min}$$

3.3.3. Srdeční výdej (Cardiac output)

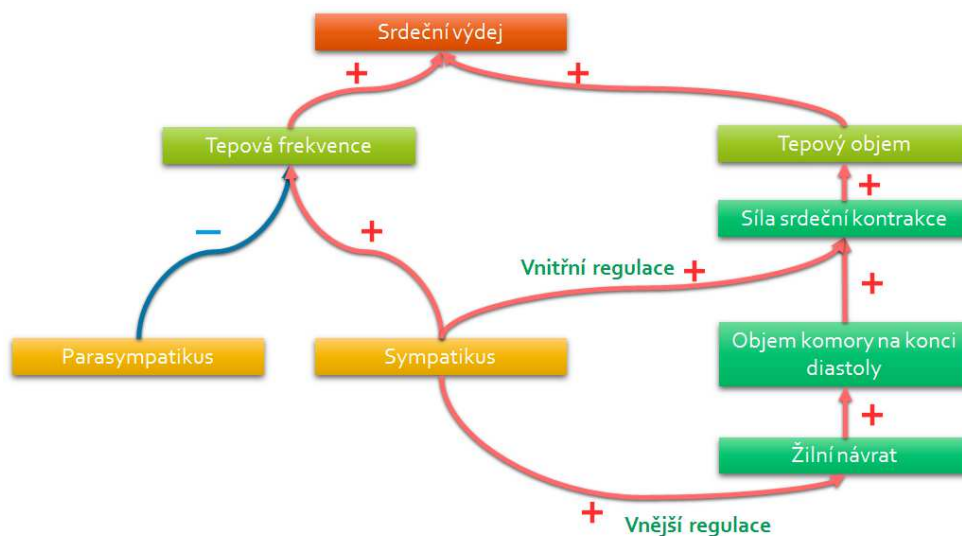
Srdeční výdej je charakteristická hodnota, která znázorňuje, kolik krve každá komora za jednu minutu vyše do oběhu. U průměrného jedince srdce v klidovém stavu bije 70x za minutu a při každém cyklu je objem krve, který opouští srdce, asi 70 ml, tj.

$$\text{Srdeční výdej} = 70 \frac{\text{cyklů}}{\text{min}} * 70 \frac{\text{ml}}{\text{cyklus}} = 4900 \text{ml/min} \approx 5 \text{l/min}$$

Avšak tento průtok se při těžké fyzické námaze může zvýšit až na 20 – 25 l/min. Obecně však počítáme při klidovém stavu se 4 – 8 l/min. Rozdíl mezi klidovým stavem a stavem při těžké fyzické námaze se nazývá *srdeční rezerva* (Cardiac reserve).

3.3.3.1. Řízení srdečního výdeje

Řízení srdečního výdeje se děje na základě několika parametrů. Celý proces je znázorněn na následujícím diagramu.



Obrázek 9: Princip řízení srdečního výdeje

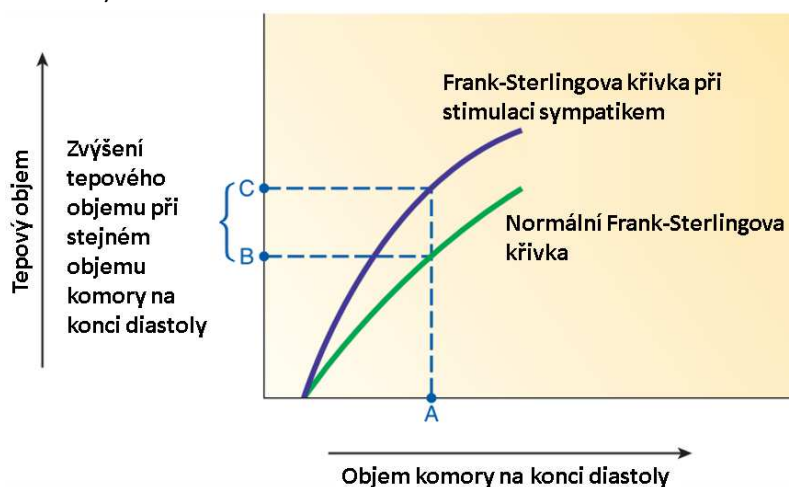
Srdeční výdej je ovlivněn *tepovou frekvencí* a *tepovým objemem*. Oba tyto parametry jsou ovlivněny několika parametry.

Tepová frekvence lidského srdce vzniká v SA uzlu, který v pravidelných intervalech vysílá do srdce elektrické impulzy zapříchující stahy srdce. Celý tento proces je ovšem ještě ovlivněn dvěma skupinami nervů, a to *sympatikem* a *parasympatikem*. Tyto dvě skupiny nervů pracují většinou protichůdně, ale zároveň se také doplňují. V klidovém stavu převládá parasympatikus, ve stavu tělesné námahy či při nutnosti okamžité reakce zase sympatikus. Obě tyto skupiny nervů tedy ovlivňují tepovou frekvenci, avšak samotné srdce má „vlastní výchozí nastavení“. Tj. bez jejich vlivu by srdce samo o sobě také vydávalo vzruchy o vyšší frekvenci než je běžná klidová frekvence, cca 100 tepů/min.

Tepový objem je taktéž jako frekvence ovlivněn sympatikem, a to dvěma různými mechanismy – vnější a vnitřní regulace. Oběma způsoby je zvýšena síla srdeční kontrakce, která zapříčiní zvýšený tepový objem.

Vnitřní regulace znamená zvýšení žilního návratu, který následně zapříčiní zvýšení objemu komory na konci diastoly a taky zvýšení síly srdeční kontrakce. Tento jev lze přirovnat k balónku, který nafoukneme. Čím více je balónek nafouknut, tím větší síla bude působit na vzduch při jeho vypouštění. Tento proces se také nazývá *Frank-Starlingův zákon*. Vyjadřuje závislost mezi napětím svalových vláken a výslednou silou působící na kapalinu, respektive závislost mezi objemem komory na konci diastoly a tepovým objemem.

Vnější regulace je zapříčiněna taktéž především sympatikem. Díky němu může být při libovolném objemu komory na konci diastoly zvýšena kontrakce, a tím také zvýšen tepový objem (viz obrázek 10).



Obrázek 10: Frank-Starlingova křivka [1] (upraveno)

Pro různé síly kontrakce tedy obdržíme různé Frank-Starlingovy křivky. Nutno poznamenat, že tyto křivky nerostou nad všechny míry, ale pouze do určitého bodu, od kterého začnou křivky opět klesat. Tyto části křivek nejsou ovšem běžnou pracovní oblastí srdce.

3.3.3.2. Přetížení srdce (preload) [6]

Jedná se o sílu, která zatěžuje srdeční sval před kontrakcí. Je to tedy výchozí délka srdečního svalu, respektive objem komory na konci diastoly. V některé literatuře je tímto pojmem pojmenován zase tlak v komoře na konci diastoly. Zvýšení přetížení se projevuje posunem po Frank-Starlingově křivce doprava.

3.3.3.3. Dotížení srdce (afterload) [6]

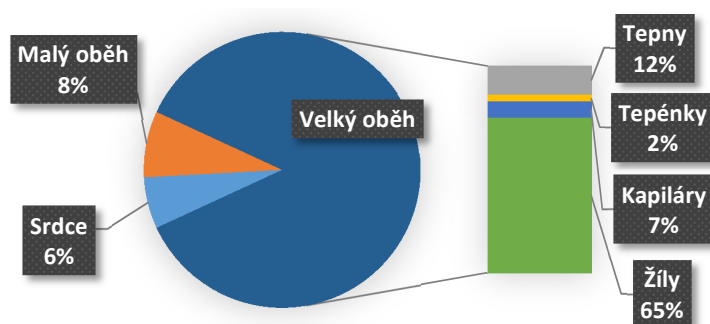
Dotížení (afterload) je odpor, proti kterému je krev ze srdce vypuzována. Jedná se tedy především o překonání tlaku v aortě. Tento pojem se také v některé literatuře označuje přímo aortální tlak. Velké zvýšení může vést až k selhání srdce.

4. KREV [2]

Krev je transportní médium, pomocí něhož jsou převáženy různé látky napříč lidským organismem. Jeho objem v lidském těle je 5 až 5,5 litru. Mezi další velmi důležité funkce patří například funkce termoregulační (tj. vyrovnávání teplotních rozdílů mezi jednotlivými částmi těla). Krev se sestává ze 4 hlavních částí, a to z *červených krvinek*, *bílých krvinek*, *krevních destiček* a *krevní plazmy*.

4.1. Distribuce objemu [6]

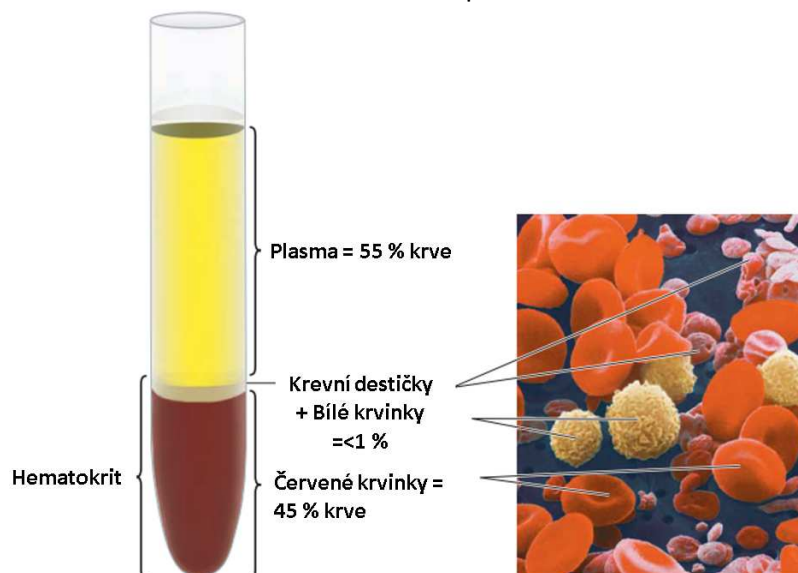
To, jak je krev v celém lidském organismu v každém okamžiku distribuována, znázorňuje následující diagram. Jde vidět, že až 2/3 celého objemu krve je v každém okamžiku v žilách.



Obrázek 11: Distribuce krve v krevním oběhu [6]

4.2. Krevní buňky

Z hlediska tokových vlastností krve jsou nejpodstatnější plazma a červené krvinky, které tvoří dohromady více než 99% krve, jak vidíme na obrázku 12. Pokud krev necháme odstát (a přidáme do ní látku zabraňující její srážení), tak se jednotlivé krevní fáze od sebe oddělí. Směs těchto částí tvoří Neneutronovskou kapalinu.



Obrázek 12: Složení lidské krve [1] (upraveno)

4.2.1. Plazma

Plazma je čirá, mírně nažloutlá kapalina, která obsahuje 90 % vody. Mimo to obsahuje ještě plazma různé substance organických a anorganických látek. Plazma slouží jako médium pro přenos různých látek, které jsou nesený krví. Samotná plazma je Newtonovská kapalina.

4.2.2. Červené krvinky

Funkcí červených krvinek je hlavně přenos molekul kyslíku z plic do tkání a oxidu uhličitýho z tkání zpět do plic. Obsahují protein hemoglobin, na nějž se velmi dobře váže právě kyslík. Tvar červených krvinek je bikonkávní (viz obrázek 12). Tento tvar má při stejném objemu jako kulovitý tvar větší povrch a tím se také na tento tvar může vázat více kyslíku. Další vlastností těchto bikonkávních buněk je jejich flexibilita. Přestože mají červené krvinky v průměru až 8 μm , jsou schopné projít vlásečnicemi o průměru pouze 3 μm .

4.2.3. Bílé krvinky

Bílé krvinky jsou mobilními jednotkami lidského imunitního systému. Mají za úkol chránit lidské tělo před látkami, které nejsou lidskému organismu vlastní. Také slouží pro odklizení opotřebovaných látek, např. opotřebovaných červených krvinek. Jejich počet v krvi je minoritní, na 1 bílou krvinku připadá až 700 krvinek červených.

4.2.4. Krevní destičky

Krevní destičky nejsou celé buňky, ale pouze jejich malé částčky. Jejich funkce je významná při zastavení krvácení, kdy se tyto fragmenty spojí a zacelí tak ránu.

4.3. Reologie nenewtonovských kapalin [7] [8] [9]

Reologie je vědní obor zabývající se deformací a tokem materiálu, a to jak tuhých tak i tekutých látek. Jejím úkolem je nalézt vztahy mezi smykovým napětím a smykovou rychlostí (jejich grafické znázornění se nazývají *tokové křivky*). Pro reálné kapaliny jsou určovány některé důležité parametry charakterizující tyto kapaliny (např. dynamická viskozita, mez toku, modul pružnosti...) a pro látky nenewtonovské jsou také měřeny tokové křivky, které následně mohou být modelovány pomocí elementárních prvků (pružina a tlumič).

4.3.1. Rozdělení kapalin

Kapaliny jako takové můžeme rozdělit do 2 skupin, a to:

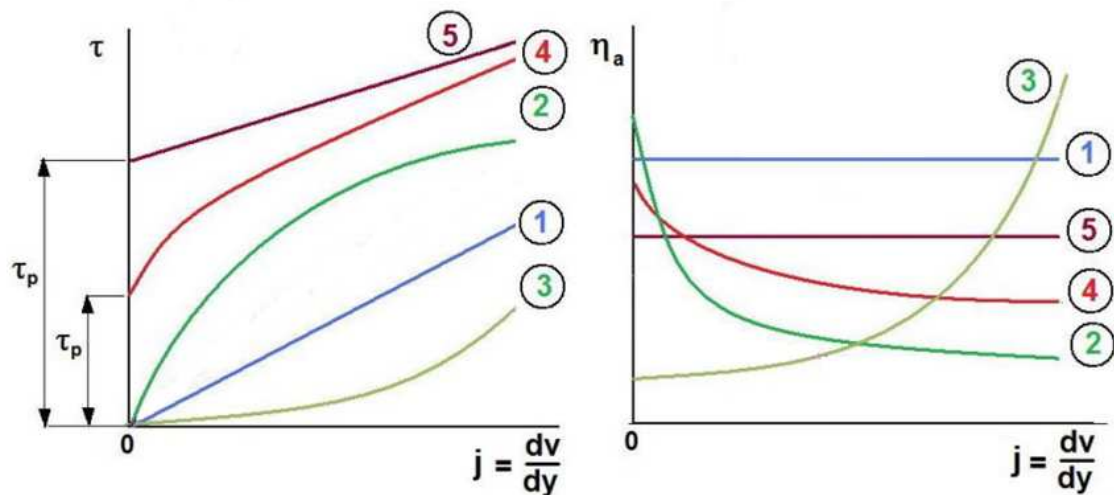
- *Ideální kapalina*, která je charakteristická tím, že je neviskózní (bez vnitřního tření), s nulovou objemovou roztažností a stlačitelností, s nulovou rozpustností plynů a také se nevypařuje a platí pro ni Eulerova pohybová rovnice.
- *Reálná kapalina*, pro niž platí Navier-Stokesovy pohybové rovnice a lze ji dále dělit na:
 - *Newtonovské kapaliny*, jejichž dynamická viskozita je vůči smykové rychlosti konstantní a je pouze funkcí teploty.
 - *Nenewtonovské kapaliny*, jejichž dynamická viskozita je obecně proměnná.

Pokud viskozita závisí na čase, potom rozlišujeme kapaliny:

- *Tixotropní* – s časem řidnoucí kapalina, viskozita s časem klesá
- *Reopexní* – s časem houstnoucí kapalina, viskozita s časem roste

Pokud viskozita je časově nezávislá

- *Pseudoplastické* – řidnoucí, viskozita klesá s rostoucím smykovým napětím
- *Dilatantní* – houstnoucí, viskozita roste s rostoucím smykovým napětím
- *Plastické* – mající mez poddajnosti



Obrázek 13: Závislost tečného napětí a dynamické viskozity na smykové rychlosti

1) Newtonovská kapalina, 2) Pseudoplastická kapalina, 3) Dilatantní kapalina,
4) Skutečná plastická kapalina, 5) Binghamova ideálně plastická kapalina [7] (upraveno)

4.3.2. Viskozita newtonovských kapalin [7]

Pokud uvažujeme ideální kapaliny, tak předpokládáme, že se v ní nevyskytuje tření, a tedy také žádná smyková napětí. Pro kapalinu skutečnou toto již ovšem neplatí. Pokud se totiž jednotlivé částice vůči sobě relativně pohybují, tak na jejich rozhraní vzniká tření a také smykové napětí. Pro tento případ je definován Newtonův zákon, podle nějž při laminárním proudění platí:

$$\tau = \eta \frac{dv}{dy} \quad (1)$$

kde	τ	$[kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-2}]$	Tečné napětí
	η	$[kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}]$	Dynamická viskozita
	$\frac{dv}{dy}$	$[s^{-1}]$	Smyková rychlost (Gradient rychlosti)



Obrázek 14: Kapaliny s různou viskozitou (nalevo nejnižší viskozita, napravo nejvyšší) [10]

Pro newtonovské kapaliny, pro které platí výše zmíněný zákon, je tedy dynamická viskozita, která by se dala definovat jako míra vnitřního odporu vůči toku, neměnná vůči smykové rychlosti, resp. gradientu rychlosti.

Dynamická viskozita sama o sobě je proměnnou různých vlastností, může být proměnnou teploty, tlaku, historie zatěžování, vlivu vnějšího pole apod. V praxi většinou však uvažujeme pouze závislost na teplotě.

Krom dynamické viskozity se můžeme běžně setkat s *kinematickou viskozitou*, která je definována jako

$$\nu = \frac{\eta}{\rho} \quad (2)$$

kde	ν	$[m^2 \cdot s^{-1}]$	Kinematická viskozita
	η	$[kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}]$	Dynamická viskozita
	ρ	$[kg \cdot m^{-3}]$	Hustota

Kinematickou viskozitu je vhodné definovat při vyjadřování Navier-Stokesových pohybových rovnic a nemá žádné fyzikální opodstatnění, pouze matematické zjednodušení.

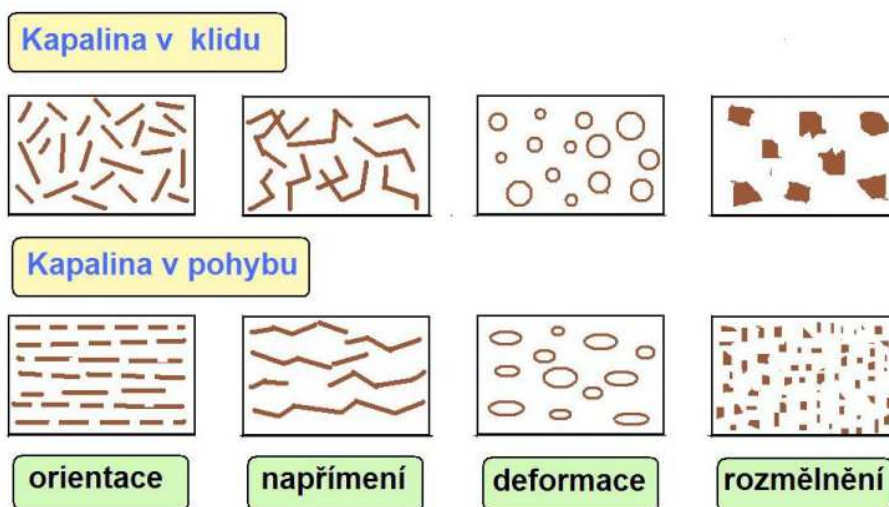
4.3.3. Viskozita nenewtonovských kapalin

Nenewtonovské tekutiny jsou takové kapaliny, pro které neplatí Newtonův zákon. Platí pro ně ovšem analogická rovnice

$$\tau = \eta_a \frac{dv}{dy} \quad (3)$$

kde	τ	$[kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-2}]$	Tečné napětí
	η_a	$[kg \cdot m^{-1} \cdot s^{-1}]$	Zdánlivá viskozita
	$\frac{dv}{dy}$	$[s^{-1}]$	Smyková rychlost (Gradient rychlosti)

Zdánlivá viskozita již v tomto případě není látkovým parametrem, nýbrž obecně proměnnou. Nenewtonovské chování vyplývá ze změny vnitřní struktury kapaliny, viz obrázek 15. Kapalina se tedy při různých smykových rychlostech chová rozdílně.



Obrázek 15: Nenewtonovské kapaliny v klidu a v pohybu [7]

Pokud uvažujeme tedy nenewtonovskou kapalinu, tak abychom mohli definovat tokové vlastnosti této kapaliny, tak potřebujeme buď celou tokovou křivku, nebo matematický model, který dostatečně dobře tuto látku popisuje.

4.3.3.1. Pseudoplastické kapaliny

Pseudoplastická kapalina je charakteristická poklesem viskozity při rostoucím smykovém napětí. V klidovém stavu jsou částice v kapalině náhodně rozptýleny. Při uvedení do pohybu a zvyšujícím se napětí se částice orientují ve směru pohybu kapaliny. Jejím vhodným příkladem mohou být kaly, pasty, barvy, mazadla, taveniny nebo suspenze nesouměrných částic. Toková křivka pseudoplastických kapalin prochází počátkem, tudíž tyto kapaliny tečou při sebemenším napětí. Z technického hlediska je pseudoplasticita vhodná, jelikož snižuje energetické nároky například při míchání nebo při proudění kapalin v potrubí.

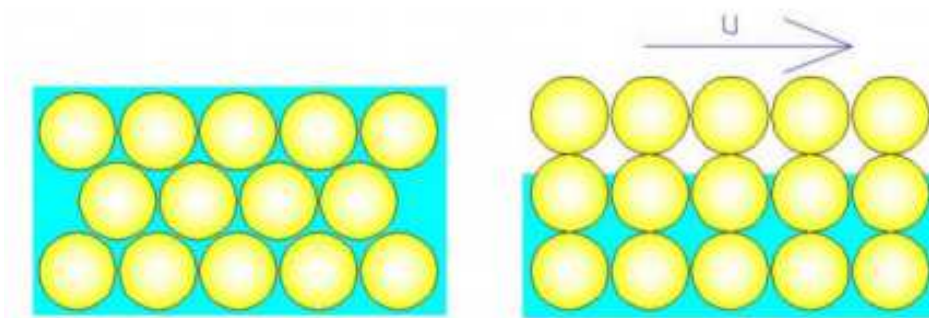
4.3.3.2. Plastické kapaliny

Plastické kapaliny jsou takové, které mají v klidovém stavu trojrozměrnou strukturu a mají mez poddajnosti. Dokud tedy napětí působící na kapalinu nepřesáhne její mez deformace τ_p (tzv. počáteční smykové napětí, dynamická mez toku nebo také mez kluzu kapaliny), tak se kapalina chová jako tuhé těleso a neproudí. Pokud je kapalina ideálně plastická, potom mluvíme o *Binghamově kapalině* (nebo také *Binghamově modelu*). V tomto případě tekutina po dosažení meze kluzu teče jako newtonovská látka. Mezi tyto kapaliny patří například koncentrované kašovité nebo zrnité suspenze.

Pokud látka ovšem není ideálně plastická, potom mluvíme o *skutečné plastické kapalině*. V tomto případě po rozpadu látky se látka chová jako nenewtonovská.

4.3.3.3. Dilatantní kapaliny

Dilatantní kapalina je charakteristická nárůstem viskozity se zvyšujícím se smykovým napětím. Můžeme mezi ně zařadit rozpouštědla barev, některé nátěrové či tiskařské barvy apod. Obecně se těchto kapalin mnoho nevyskytuje.



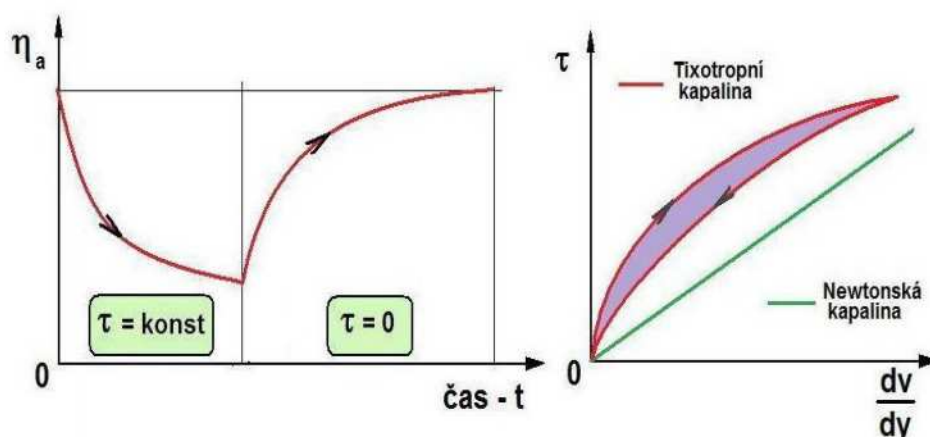
Obrázek 16: Princip dilatantní kapaliny [7]

Na obrázku 16 je v prvním případě znázorněna kapalina v klidu. Kapalinu si můžeme představit jako suspenzi částic, která je vyplněna tekutinou. Pokud se pokusíme tekutinu uvést do pohybu, tak při nízkých smykových napětích funguje tekutina jako mazivo pro částice. Pokud se však rychlost zvýší, potom se vzdálenost mezi částicemi mírně roztáhne a vznikne nedostatek „maziva“, což má za následek zvýšení napětí.

4.3.3.4. Tixotropní kapaliny

Tixotropní kapaliny jsou kapaliny „řidnoucí“. Tento jev se vyskytuje u látek pseudoplastických (resp. plastických). Pokud jsou tyto látky namáhány smykem, tak jejich zdánlivá viskozita s prodlužující se dobou namáhání klesá. Toho je například využíváno u barev, u kterých potřebujeme, aby při natírání, tedy při působení konstantního napětí, byla viskozita nízká, ale s postupem času po natření vyžadujeme, aby barva nestekla, tj. vyžadujeme vysokou viskozitu.

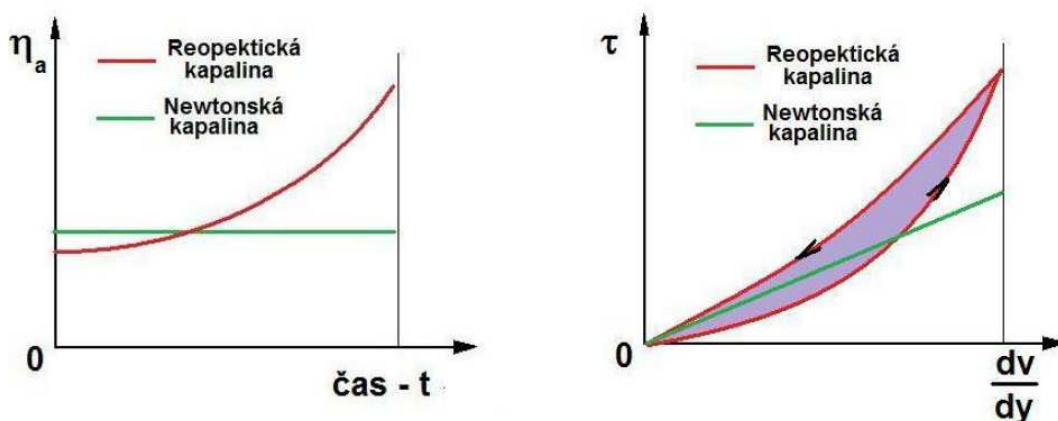
Pro tixotropní kapaliny je v tokové křivce charakteristická hysterezní smyčka probíhající ve směru hodinových ručiček. Takovou lze pozorovat na obrázku 17.



Obrázek 17: Závislost smykového napětí na smykové rychlosti tixotropní kapaliny [7]

4.3.3.5. Reopektické kapaliny

Opakem kapalin tixotropních jsou kapaliny reopektické. Viskozita těchto kapalin během smykového namáhání časem roste. S tímto chováním se lze jen zřídka setkat. Hysterezní smyčka v tomto případě probíhá proti směru hodinových ručiček (viz obrázek 18).

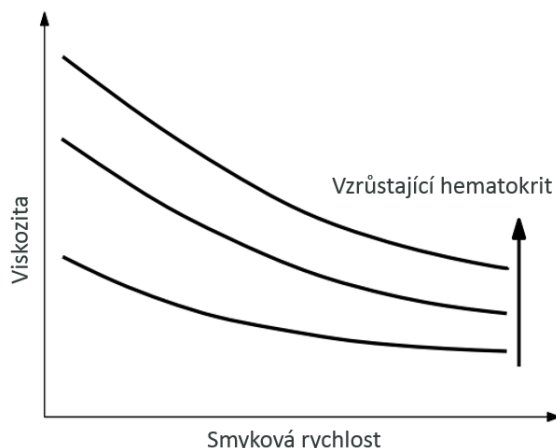


Obrázek 18: Závislost smykového napětí na smykové rychlosti reopektické kapaliny [7]

4.4. Reologie krve [11] [12]

Z fyzikálního hlediska lze na krev nahlížet jako na nenenewtonovskou pseudoplastickou kapalinu. Jedná se o suspenzi krevních buněk v plazmě s tím, že lze uvažovat pouze červené krvinky, kterých je v krvi obsaženo více než 99,9 %.

Průběh viskozity v závislosti na smykovém napětí je znázorněn na následujícím obrázku, kde je zřetelné, že viskozita krve klesá se zvyšujícím se smykovým napětím. K povšimnutí je také fakt, že nenenewtonovské projevy jsou více pozorovatelné při diastole, kdy je smyková rychlost nižší.



Obrázek 19: Závislost viskozity krve na smykové rychlosti a hematokritu [12] (upraveno)

Samotná viskozita krve je určena pomocí několika faktorů, a to pomocí hematokritu (podíl červených krvinek v krvi), viskozity plazmy, distribuce krevních buněk a mechanických vlastností těchto buněk. Dále také pomocí smykového napětí, okolních podmínek a historie zatěžování.

4.4.1. Vlastnosti krve a její projevy na reologii

Dvě vlastnosti červených krvinek jsou určující pro viskozitu krve, a to jejich *deformovatelnost* při vysokých smykových napětích, kdy se jejich tvar pod vlivem vnějšího napětí přizpůsobí (bikonkávní tvar se přemění na elipsoidní tvar) a tím se sníží viskozita krve, a *hromadění červených krvinek* při nízkých smykových napětích, kdy si červené krvinky ponechávají svůj bikonkávní tvar a následně se na sebe nahromadí a vytvoří tvar připomínající komínky mincí, což naopak zapříčiní zvýšení její viskozity.

Krev se vyznačuje projevy spojenými s nenenewtonovským chováním, jako je *pseudoplastičita*, *viskoelastičita*, *mez kluzu* a také *tixotropie*. Tyto nenenewtonovské projevy ovlivňují jednak samotnou kapalinu, ale také okolní cévy, případně tkáň, na které působí smykovým napětím.

- Projevy *pseudoplasticity* se nejvíce projevují při stálém časově neproměnném proudění. To vyplývá z agregace červených buněk, které jsou postupně při stálých viskozích silách od sebe oddělovány.
- *Viskoelastičita* vyplývá z chování červených krvinek (viz výše, deformovatelnost červených krvinek a jejich agregace). K agregaci červených krvinek dochází při nízkých smykových

rychlostech a z toho vyplývá, že nenenewtonovské vlastnosti krve a obzvláště její viskoelastická se nejvíce projevuje právě při těchto nízkých deformacích. Viskoelastický projev je umocněn také pulzujícím charakterem proudění krve. Je také nutno připomenout, že celé viskoelastické chování krve není vlastností pouze samotné krve, nýbrž interakce krve se stěnami cév, respektive tkání.

- Krev také vykazuje *mez kluzu*, která roste s agregací červených krvinek při nízkých smykových rychlostech. Mez kluzu závisí značně na hematokritu, kdy při jeho nízkých hodnotách mez kluzu téměř vymizí, respektive ji lze zanedbat.
- *Tixotropie* krve je určována experimentálně. Přestože tixotropie je transientní jev, díky pulzujícímu charakteru toku krve v cévách může mít z dlouhodobého hlediska tixotropie velký vliv na cirkulaci krve. Oproti ostatním nenenewtonovským charakterům (např. pseudoplasticidě) je ovšem její vliv zanedbatelný.

4.4.2. Modely

Krev je možno modelovat různými matematickými modely, které do jisté míry popisují její vlastnosti. Žádný z modelů ovšem nemůže plně zachytit všechny vlastnosti krve, pouze většinou zachytí některou z nich. Proto se můžeme setkat s poměrně odlišnými výsledky mezi jednotlivými modely. Mezi často používané modely patří například *Carreau-Yasudův* model (vyjadřující hlavně pseudoplastický charakter krve) nebo *Cassonův* model (vyjadřující především mez kluzu).

Krev lze ovšem také za určitých podmínek považovat za newtonovskou kapalinu, a to zejména ve velkých cévách, při velkých smykových rychlostech a s uvažováním nepatologického stavu jedince. Přesná hranice, kdy krev může být považována za newtonovskou či nikoliv, není. Obecně lze prohlásit, že nenenewtonovské projevy krve se významně projevují, pokud pro smykovou rychlost platí $\frac{dv}{dy} \lesssim 100 \text{ s}^{-1}$.

4.4.3. Vliv nenewtonovského charakteru krve na krevní oběh

Jaký vliv bude mít nenewtonovský charakter krve na část, ve které se krev nachází, závisí značně na velikosti a tvaru prostředí, ve kterém proudí. Z tohoto hlediska je nutné rozdělit lidské tělo na 3 podoblasti, ve kterých jsou aplikovány různé reologické modely krve.

4.4.3.1. Velké cévy

Ve velkých cévách, stejně jako ve velkých dutinách, jako jsou srdeční předsíně a komory, se krev převážně chová jako newtonovská kapalina, a to především z důvodu velkého průměru těchto dutin (resp. cév) a také poměrně vysokých smykových rychlostí. V těchto oblastech se krev také jeví jako kontinuum bez významných známek agregace červených krvinek. Elastické chování červených krvinek je v této oblasti taktéž minimální. Nicméně zejména v některých patologických stavech je nutno nenewtonovské chování i v těchto oblastech zohlednit.

4.4.3.2. Malé cévy

V malých cévách (zejména ve vlásečnicích) nabývají projevy nenewtonovského charakteru na váze, a to z několika důvodů. Jednak v malých vlásečnicích nelze na krev nahlížet jako na kontinuum, protože agregace červených krvinek nabydou rozměrů srovnatelných s velikostí vlásečnic (viz Knudsenovo číslo). Červené krvinky se dostanou do interakce se stěnami cév a projeví se jejich elastický charakter. Nízké smykové rychlosti spojené s nenewtonovskými projevy se také vyskytují v těchto malých cévách, proto by tento charakter zde měl být zohledněn.

Pozn. Knudsenovo číslo [13]

$$Kn = \frac{\lambda}{l} \quad (4)$$

Kde λ střední volná dráha molekul
 l charakteristický rozměr

Pokud $Kn \ll 1$ potom lze prostředí považovat za kontinuum.

4.4.3.3. Porózní tkáň

Pokud se zaměřujeme na porózní tkáň, tak se do úvahy často bere *Darcyho zákon*, který vztahuje objemový tok porózním materiálem při daném tlakovém spádu. Ten je ovšem odvozen pro viskózní kapaliny a implementace nenewtonovského chování krve, které není zanedbatelné, je ovšem náročná.

Celý problém proudění krve v lidském organismu zahrnuje ještě mnoho faktorů, které je nutné pro správné kvalitativní vyjádření zohlednit, jako zohlednění stěn cév a tkání a jejich interakce.

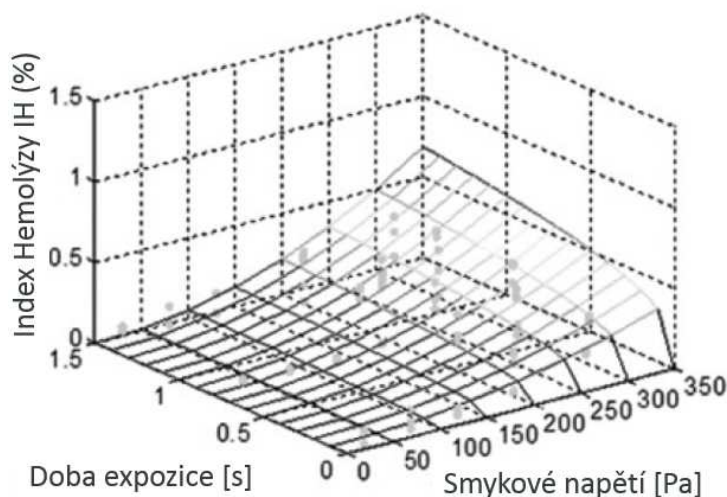
4.5. Hemolýza [14] [15]

Hemolýza je jev, který popisuje porušování a zánik červených krvinek. Membrána červených krvinek je porušena a hemoglobin, který se nachází uvnitř porušených krvinek, se dostává ven. Při tomto jevu krvinka zaniká a tento jev je tudíž nežádoucí.

Existuje několik důvodů, proč může dojít k hemolýze. Může k ní dojít z chemických, fyzikálních, toxických, osmotických či imunologických důvodů. V našem případě se nejvíce zajímáme o fyzikální důvody hemolýzy, kdy jsou krvinky poškozovány tečným napětím. Poškození červených krvinek se ukázalo být jeden z největších problémů při podpoře lidského srdce mechanickým čerpadlem.

4.5.1. Hemolýza vzniklá tečným napětím [16] [17]

Hemolýza může být vyvolána jak laminárním tak i turbulentním prouděním, ovšem turbulentní nabývá často větších rozměrů. Je tomu proto, že Reynoldsova napětí vyskytující se při turbulentním proudění bývají mnohem větší než viskózní napětí. Podstatné je, že celý proces hemolýzy je časově závislý, tzn., pokud červenou krvinku vystavíme i malému smykovému napětí po dostatečně dlouhou dobu, pak může taktéž dojít k hemolýze (cyklické zatěžování a následná únava). Diagram, vyjadřující tuto závislost, je zobrazen na níže uvedeném obrázku.



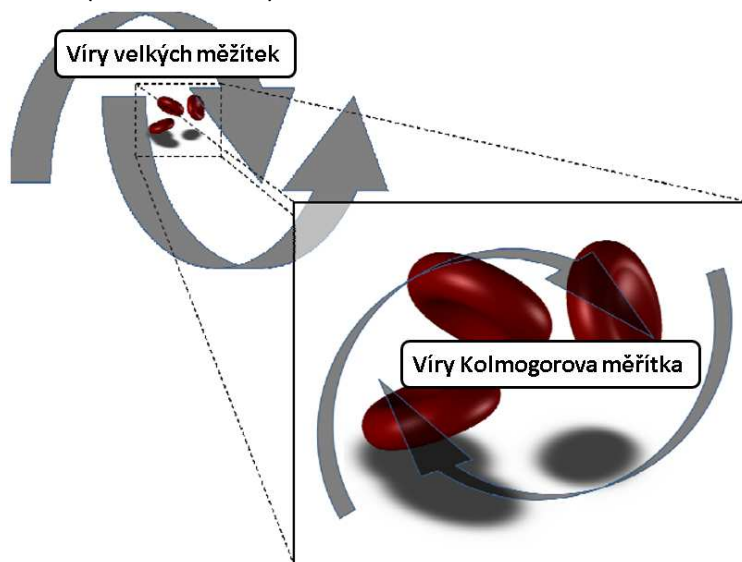
Obrázek 20: Závislost indexu hemolýzy na smykovém napětí a době expozice [18] (upraveno)

4.5.2. Kritéria pro vznik hemolýzy [17] [19]

Přesné kritérium, které by rozhodovalo o vzniku hemolýzy, do této doby není. Dříve bylo bráno jako rozhodující faktor v potaz pouze smykové napětí a čas zatěžování, v případě turbulentního proudění také Reynoldsovo smykové napětí, které dosahuje vyšších hodnot. To souvisí kvůli interakci malých turbulentních vírů (viz Kolmogorovo měřítko) s krvinkami.

Pozn.: Kolmogorovo měřítko [20]

Pokud uvažujeme turbulentní proudění, můžeme si ho představit jako proudění, ve kterém se vyskytuje množství s časem se měnících vírů. Velké víry, které získávají energii z proudu, předávají svou energii vírům menším prostřednictvím změny hybnosti. V nejmenších vírech dochází k disipaci energie, tj. uplatňuje se zde viskózní charakter kapaliny (kapalinu v tomto měřítku můžeme považovat za plně newtonovskou) a energie se přeměňuje v teplo. Velké víry jsou velikostí srovnatelné s velikostí proudu, zatímco velikost malých vírů odpovídá tzv. Kolmogorově měřítku. To znamená, že nejmenší víry jsou velikostí úměrné právě Kolmogorově měřítku (viz obrázek 21).



Obrázek 21: Víry Kolmogorova měřítka [16] (upraveno)

Novější studie [19] poukazuje ovšem na to, že Reynoldsovo smykové napětí by nemělo být bráno jako rozhodující parametr, protože je to parametr průměrovaný na makroskopické měřítko, a tudíž se nejedná o napětí, které přímo zapříčiňuje hemolýzu. Hodnota TVSS (turbulent viscous shear stress) lépe popisuje napětí, které působí přímo na krevní buňky. TVSS je úměrné gradientu rychlosti malého víru a viskozitě kapaliny. Lze jej spočítat z míry turbulentní disipace.

Jiná studie [17] poukazuje na to, že není rozhodující smykové napětí, nýbrž disipovaná energie.

Pozn. TVSS (turbulent viscous shear stress)

TVSS je veličina, která byla definována jako alternativa k Reynoldsovu smykovému napětí. To je statistickým ukazatelem a ne fyzické smykové napětí. TVSS představuje viskózní napětí vyvolané fluktuacemi turbulentní rychlosti. [21]

5. SRDEČNÍ PODPORY [2] [22]

Pokud srdce z nějakého důvodu vypoví svou funkci, tak v této době máme již několik řešení, jak této situaci čelit. Příčin, proč srdce může přestat pracovat, nebo začne pracovat na takové úrovni, která nedostačuje k dostatečnému zásobení organismu krví, je celá řada. Pro každou takovou situaci existuje řešení, jak postiženému pacientovi pomoci.

V zásadě můžeme srdeční podpory rozdělit do dvou velkých skupin:

- 1) *Částečná srdeční podpora* – Srdce v tomto případě není zcela nahrazeno, pouze jeho funkce je podporována různými mechanismy, které podporují tu část srdce, která selhává.
- 2) *Úplné srdeční náhrada* (TAH – total artificial heart) – V tomto případě je funkce celého srdce nahrazena srdcem umělým.

U obou skupin pak lze ještě hovořit o tom, zdali se jedná pouze o dočasné řešení (tzv. most k transplantaci) nebo řešení trvalé.

Veškerá čerpadla, která patří do těchto dvou skupin, můžeme dále rozdělit na *čerpadla hydrodynamická* (čerpající krev kontinuálně) a *čerpadla hydrostatická* (neboli objemová, čerpající krev přerušovaně). Výhodou hydrodynamických čerpadel jsou obecně nižší poškození krevních částic, menší velikost či snazší přenosnost. Hydrostatická čerpadla zato mohou věrohodněji napodobit funkci srdce.

Podle umístění umělého srdce, respektive srdeční podpory lze jednotlivá zařízení rozdělit na:

- *parakorporální* (umístěna vně těla, ale mobilní) – v současnosti již nerelevantní
- *intrakorporální* (uvnitř těla) – veškeré současné srdeční podpory a umělá srdce
- *extrakorporální* (vně těla, nemobilní) – mimotělní oběh [23]

Dále je možné srdeční podpory rozdělit podle *doby použitelnosti v lidském organismu* (od několika hodin až po několik let), nebo také podle toho, zda se jedná o čerpadlo přenosné, či nikoliv (mimotělní krevní oběh – bypass). V následujících kapitolách budou nejvýznamnější druhy čerpadel a jejich příklady více přiblíženy.

5.1. Požadavky na srdeční čerpadla a současný trend vývoje [24]

Návrh srdečního čerpadla je velmi komplexní a náročný úkol. Každopádně existuje celá řada vodítek, či limitací, na které se při návrhu musí brát ohled.

- *Rozmezí průtoku 4 – 8 l/s a tlak až 120 mm Hg (≈ 16 kPa) = tlak při systole*
- *Snadná regulace*
- Rozměr čerpadla a oběžného kola by se měl pohybovat tak, aby *obvodová rychlost* dosahovala *maximálně 10 m/s*
- Kritickým jevem u čerpadel je *kavitace*, na kterou jsou náchylnější axiální čerpadla. Kavitace vzniká na straně nižšího tlaku, proto je třeba monitorovat tento tlak a v případě potřeby snížit otáčky, jinak může dojít k poškození jak čerpadla, tak i krevních buněk.
- Materiál, ze kterého je čerpadlo vyrobeno musí být *hemokompatibilní*.
- Musí být brán ohled na *tečné napětí* (hlavně v místech tzv. vnitřního úniku) tak, aby hodnoty tečného napětí nepřesáhli svou povolenou hodnotu za určitý čas (viz hemolýza)
- Je také třeba vyhnout se tzv. „*mrtvým místům*“ v čerpadle, tedy míst, kde kapalina „stojí“.
- Nutno také zohlednit *těsnění a ložiska*, kde může kvůli tření vznikat teplo, které může poškozovat krev (např. vznikem sraženin), gufero je z tohoto důvodu nevhodné.

Současný trend vývoje se zaměřuje především na:

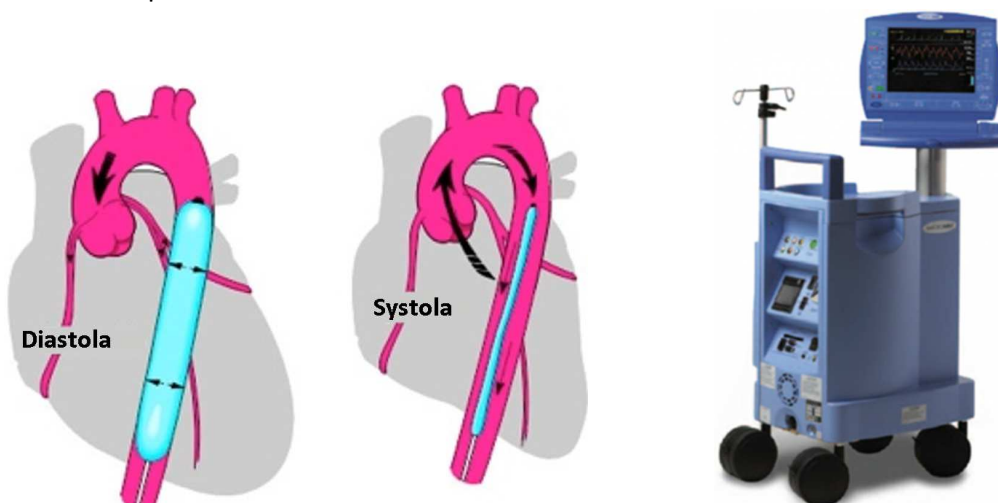
- *Možnost pulzujícího charakteru proudění* (pulsatility)
- *Minimalizaci rozměrů* – tak, aby bylo možné umístit zařízení do jakéhokoliv těla bez problémů a také aby nebylo nutno velkých zásahů do lidského těla
- *Možnost kompletního zařízení implantovat* – hlavně z estetických důvodů (např. zabudování baterie do těla a její nabíjení transkutánně – přes kůži), ale také z důvodu snížení možnosti infekce
- *Dálkové monitorování* – například pomocí mobilního telefonu a v případě nouze automatické přivolání pomoci [25]

6. ČÁSTEČNÉ SRDEČNÍ PODPORY

V případě, kdy lidské srdce začne z důvodu nemoci selhávat, ale stále do jisté míry pracuje, je nutné zavést do lidského organismu srdeční podporu, která by srdci napomohla v jeho činnosti. V tomto případě se hovoří o částečných srdečních podporách. V následujících kapitolách jsou popsány nejběžnější způsoby, jak můžeme lidskému srdci ulevit při jeho práci. Dále jsou znázorněny charakteristiky současně užívaných čerpadel a jejich vliv na pulzující charakter proudění, který se v lidském organismu vyskytuje.

6.1. Intraaortální balónek (IABP Intra-aortic Balloon Pump) [26]

Intraaortální balónek se dá zařadit mezi hydrostatické srdeční podpory. Tato metoda srdeční podpory spočívá v zavedení balónku do aorty. Ten se střídavě při systole vyprazdňuje a při diastole naplňuje externě přiváděným vzduchem. Nasazení takového balónku má za následek hlavně při diastole zvýšení diastolického tlaku a díky tomu lepší proudění krve do mozku a dalších orgánů. Balónek je schopen zvýšit srdeční výdej až o 40 % a tím ulevit práci levé komory a také snížit požadavky na okysličení srdce. Srdce je tedy tímto způsobem podporováno nepřímo.



Obrázek 22: Intraaortální balónek a jeho poháněcí konzole [27] [28] (upraveno)

Tato metoda byla vynalezena Dr. Kantrowitzem v 60. letech 20. století a pro svou velmi jednoduchou implantaci do těla pacienta a také díky své jednoduchosti se jedná a nejpoužívanější mechanickou podporu vůbec. Balónek bývá vytvořen z polyetylenu a bývá do pacienta zaveden skrze femorální tepnu (stehenní tepnu) v tříselech. Čerpadlo je také velmi univerzální pro dostupnost balónků různých velikostí. Plyn, který je vháněn do balónku, je helium, které se v případě jakékoliv kolize vstřebá bez problému do krve. Balónek je poháněn konzolí (viz obrázek 22), která dokáže nafouknout balónek až 140x za minutu. Disponuje také baterií, která dokáže celou srdeční podporu udržet až 2 hodiny v chodu.

6.2. Mechanická podpora levé komory (Left ventricular assist device – LVAD)

[29] [30]

V případě, kdy již jednoduchá a levná podpora intraaortálním balónkem nestačí, se přistupuje k o poznání dražší metodě, a to mechanické podpoře levé komory. V nejvíce případech dochází k selhání levé srdeční komory, kde je největší odpor systému a musí se vykonat nejvíce práce. Myslíme tedy tímto názvem čerpadla, která napomáhají čerpání krve do organismu.

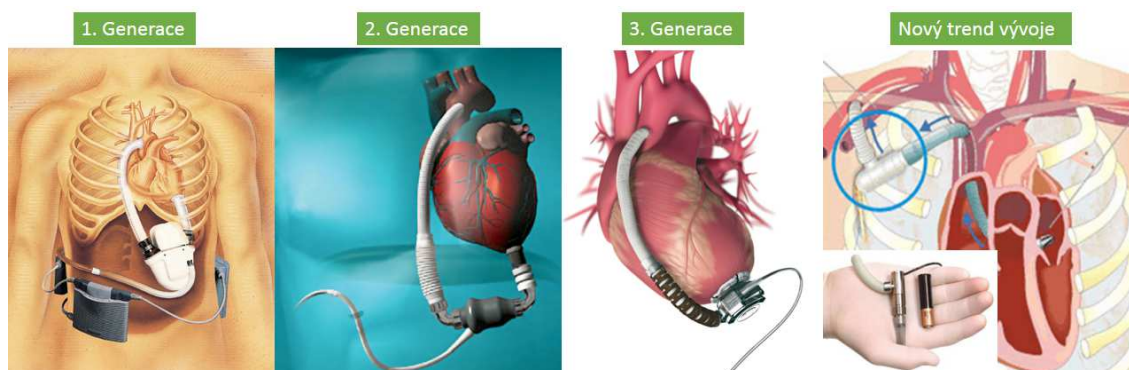
S první myšlenkou umělého srdce přišel již v roce 1812 francouzský fyziolog Legallois. Od jeho myšlenky k prvním úspěšným pokusům uplynulo několik let, a to konkrétně až v roce 1969 byl poprvé úspěšně implantován most k transplantaci, a to Liotta artificial heart. První srdeční permanentní náhrada bylo umělé srdce Jarvik-7, které bylo do pacienta voperováno v roce 1982, a pacient přežil úctyhodných 112 dnů. Toto zařízení se stalo prvním impulzem v této oblasti a od té doby se množství firem snažilo vyvinout svou vlastní srdeční podporu. Z důvodu velké složitosti bylo ovšem téměř od všech výrobců upuštěno od původního konceptu kompletního umělého srdce a v současnosti se spíše výrobci ubírají k částečné podpoře. Úspěšnou výjimku tvoří nástupce firmy Jarvik, SynCardia. [23]

Přestože se na trhu v současnosti vyskytuje celá řada částečných srdečních podpor, tak žádná z nich není stejná především proto, že každý pacient je jiný. Existují dva druhy čerpadel, kontinuální a pulzující s tím, že v současnosti je z nejrůznějších důvodů tendence směřovat ke kontinuálním čerpadlům.

6.2.1. Rozdělení mechanických podpor levé komory [25] [31]

Pokud mluvíme o podpoře levé komory, můžeme tato zařízení rozdělit do určitých generací, které jsou specifické svými vlastnostmi. Čerpadla z jednotlivých generací jsou schválena americkou organizací FDA (úřad pro kontrolu léčiv a potravin) jako čerpadla použitelná jako most k transplantaci srdce a čerpadla 1. a 2. generace také jako permanentní léčbu. Pro povolení 3. generace pro permanentní léčbu musí být provedeny dlouhodobé testy.

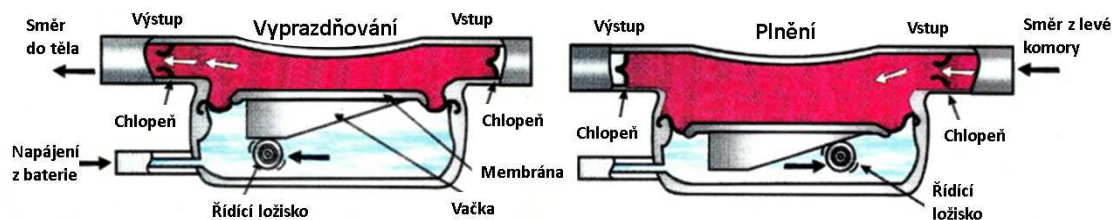
Popis jednotlivých generací a následně nejpoužívanějších čerpadel bude uveden v následujících kapitolách. Přehled jednotlivých čerpadel je zobrazen na následujícím obrázku. Jako zajímavost je znázorněn i nový trend vývoje. S touto podporou (Synergy) přišla firma Circulite. Jedná se o miniaturní podporu, která by měla být jednoduše implantovatelná.



Obrázek 23: Generace srdečních podpor [32] (upraveno)

6.2.1.1. 1. Generace [25]

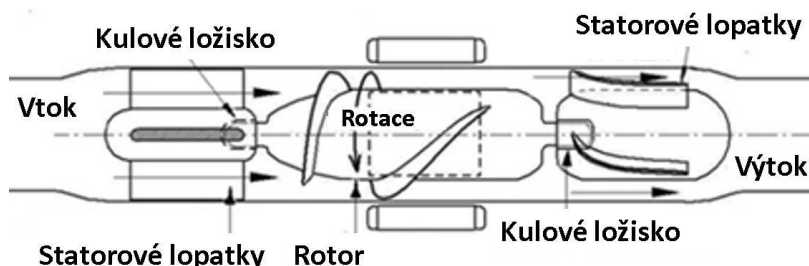
První generace srdečních podpor funguje na principu objemových čerpadel (do této kategorie patří i peristaltická čerpadla). Používá se membrána s jednosměrnými ventily, díky kterým je napodoben pulzující charakter proudění, který zdravé srdce produkuje. Jako příklad této generace může být srdeční náhrada HeartMate XVE (viz obrázek 24). V tomto případě je k pohybu využit mechanický motor, ale membrána může být řízena i pneumaticky. Toto zařízení je již od roku 2002 úřadem FDA schváleno jako permanentní řešení na selhání srdce. K jeho většímu rozšíření ovšem nedošlo z důvodů velkých rozměrů, nežádoucím příhodám a limitující životnosti (18 – 30 měsíců). Výroba byla již přerušena.



Obrázek 24: HeartMate XVE [33] (upraveno)

6.2.1.2. 2. Generace [25]

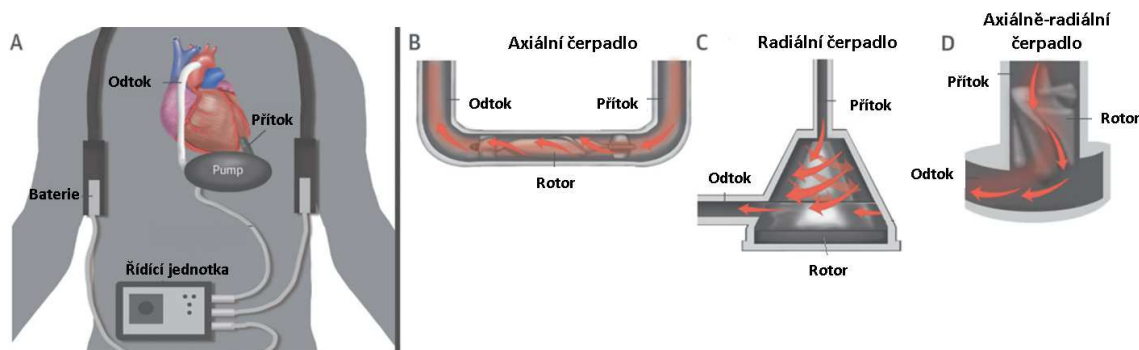
V posledních zhruba 20 letech se pracuje spíše na vývoji hydrodynamických čerpadel (tedy kontinuálních), tzv. *Druhá generace*. Tato čerpadla mají o poznání vyšší životnost (méně pohyblivých částí), jejich rozměry mohou být oproti čerpadlům objemovým menší a projevují se menším hlukem. Dalšími charakteristickými rysy jsou, že čerpadla 2. generace již postrádají jakékoliv ventily, jsou axiální, rotor je roztáčen magnetickým polem a ložiska jsou buďto mechanická, hydrodynamická nebo magnetická, případně kombinace výše zmíněných.



Obrázek 25: Čerpadlo 2. Generace s kulovými ložisky [34] (upraveno)

Rotor je uložen v kulových ložiscích, která jsou umístěna v pouzdře. Obvykle bývají ložiska vyrobená z velmi tvrdého materiálu, případně keramiky. Jejich výhodou je, že drží za jakýchkoliv podmínek polohu rotoru v jeho poloze. Nevýhodou je na druhou stranu i přes velmi malé rozměry třecí plochy možnost vzniku sraženin, které jsou nežádoucí. Další nevýhodou je poměrně velká zátěž hydrodynamickými silami a s tím spojená únava materiálu, která zapříčiňuje omezenou životnost těchto ložisek. [34]

Na obrázku 26 jsou zobrazeny různé současně používané druhy hydrodynamických čerpadel, které se využívají jako srdeční podpora. Do 2. Generace patří především axiální čerpadla, radiální a axiálně – radiální čerpadla se řadí již do generace 3.

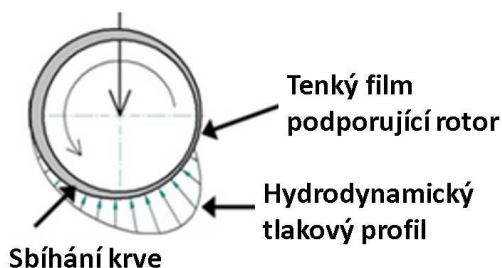


Obrázek 26: Současně používané druhy čerpadel jako srdeční podpora [25] (upraveno)

6.2.1.3. 3. Generace [25] [34]

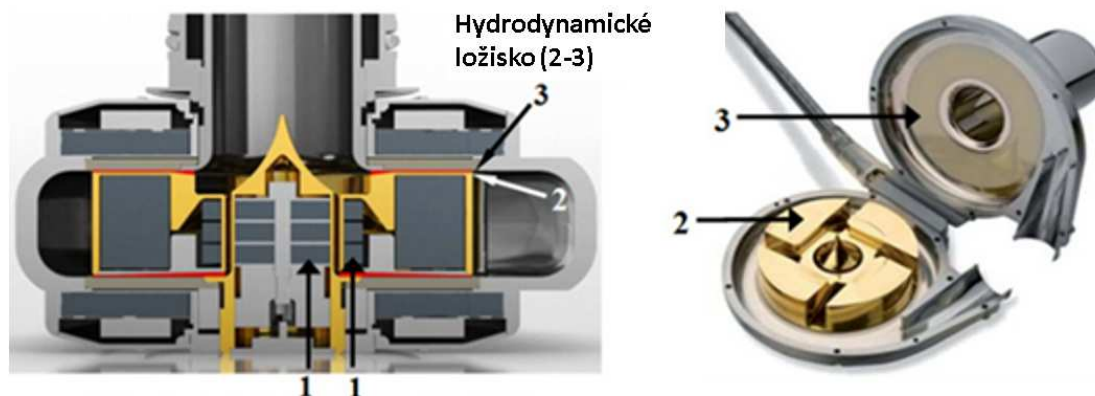
Čerpadla *třetí generace* jsou nejmodernější verzí, která v současnosti může napomáhat lidskému srdci. Jsou to čerpadla fungující na principu radiálních, případně kombinace axiálních a radiálních čerpadel. Uložení hřídele je nejčastěji prováděno bezkontaktně, pomocí magnetických a/nebo hydrodynamických sil.

V případě *hydrodynamických ložisek* (viz obrázek 27) vzniká tenký film, který je tvořený relativním pohybem povrchů, a slouží k vytvoření podpory rotoru. Tento způsob není omezen životností, je jednoduchý a spolehlivý. Na druhou stranu, vrstva nebývá příliš široká a tím vzniká v kapalině velké tečné napětí zapříčiňující hemolýzu. Také musí být zabezpečen stav zastavení a rozběhu čerpadla, kdy není žádný relativní pohyb mezi povrchy a dochází k nežádoucímu tření.



Obrázek 27: Hydrodynamické ložisko [34] (upraveno)

V případě použití *permanentních magnetů* pro uložení hřídele (viz obrázek 28) je magnetické pole měněno kontinuálně s otáčením rotoru, a tím i síla působící na rotor. Proto tato metoda nemůže být samotná použita pro uložení rotoru a bývá využívána v kombinaci s další metodou (nejčastěji s hydrodynamickými ložisky).

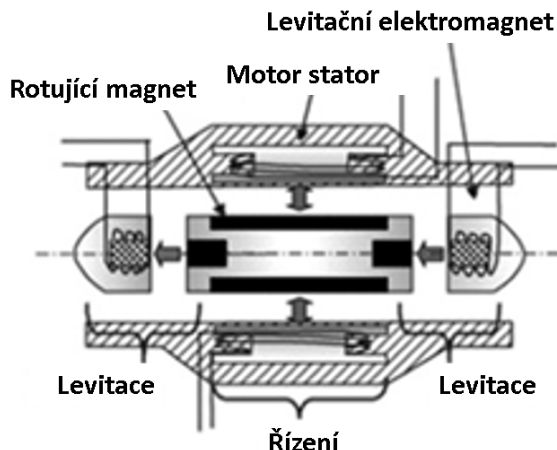


Permanentní magnetické ložisko (1-1)

Obrázek 28: Kombinace magnetických a hydrodynamických ložisek (červeně zvýrazněn je tenký film, pomocí permanentních magnetů je vymezena radiální vůle) [34] (upraveno)

V případě *magnetických ložisek* (viz obrázek 29) je podpora rotoru zprostředkována pomocí elektronické kontroly pozice rotoru a podporou elektromagnety, které vytvářejí v závislosti na natočení rotoru elektromagnetické síly působící proti hydrodynamickým a stacionárním magnetickým silám. Díky poměrně velké mezeře mezi statorem a rotorem nevzniká žádné kontaktní opotřebení, proudění krve v této mezeře je stabilnější (snížené

nebezpečí ucpání této mezery) a tečné napětí nedosahuje velkých hodnot, což je přínosné z hlediska možné hemolýzy. Na druhou stranu celý kontrolní systém je poměrně složitý a obsahuje mnoho senzorů, jejichž selhání by zapříčinilo selhání celého čerpadla. Z toho důvodu bývá celý systém v případě jeho selhání pojištěn i hydrodynamickým způsobem funkce ložisek.



Obrázek 29: Magnetické ložisko [34] (upraveno)

Přehled v současnosti nepoužívanějších srdečních podpor je vypsán v následující tabulce (2. + 3. generace). Některé z níže uvedených budou později podrobněji popsány.

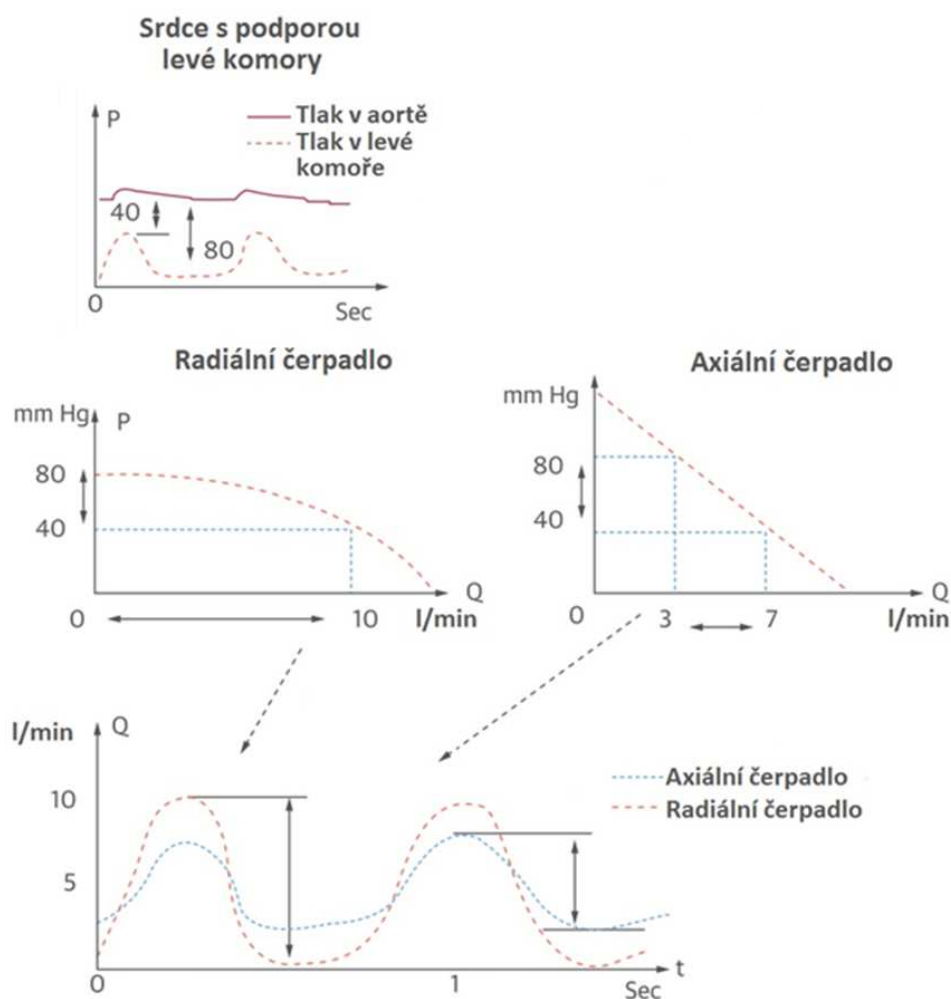
Tabulka 1: Současně nepoužívanější srdeční podpory

Název	Firma	Design	Ložiska	Pulzující charakter proudění	Hmotnost (g)	Max. průtok (l/min)
HeartMate II	Thoratec	Axiální	Mechanická	Ne	281	10
Jarvik 2000	Jarvik	Axiální	Mechanická	Ano	90	7
Incor	Berlin Heart	Axiální	Hydrodynam.	Ne	200	8
HeartAssist 5	Reliant Heart	Axiální	Mechanická	Ne	92	10
HVAD	HeartWare	Radiální	Hydrodynam.	Ne	145	10
HeartMate III	Thoratec	Radiální	Magnetická	Ano	200	10
MVAD	HeartWare	Mix	Hydrodynam.	Ano	92	6,5

6.2.2. Charakteristiky srdečních čerpadel [25]

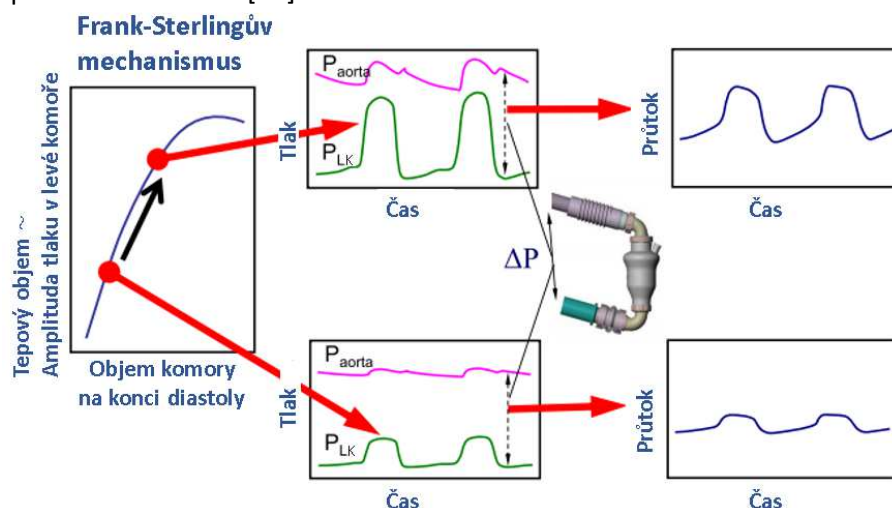
Charakteristiky axiálního a radiálního čerpadla se od sebe liší (viz obrázek 30). Zatímco charakteristika axiálního čerpadla je obvykle poměrně příkrá a lineární, tak charakteristika radiálního čerpadla je spíše plochá a citlivá k tlakové diferenci. Axiální čerpadla odlehčují komoru při diastole, radiální naopak spíše při systole.

Na následujícím obrázku (vlevo nahoře) je zobrazen průběh tlaku v aortě (afterload) a průběh tlaku v levé komoře (preload) v závislosti na čase při použití srdeční podpory. Pracovní bod čerpadla se ovšem v čase mění v závislosti na tom, jestli je zrovna systola nebo diastola. Z obrázku je zřejmé, že pro stejný tlakový rozdíl (40 – 80 mm Hg) obdržíme pro axiální čerpadlo fluktuace v průtoku 3 – 7 l/min, ale v případě radiálního čerpadla tomu je 0 – 10 l/min (průměrná hodnota v obou případech je 5 l/min). To u radiálních čerpadel zapříčiňuje více pulzující charakter proudění, přesnější určení průtoku, nižší riziko sacích problémů (suction event), ale také větší závislost zařízení na zatěžovacích podmínkách.



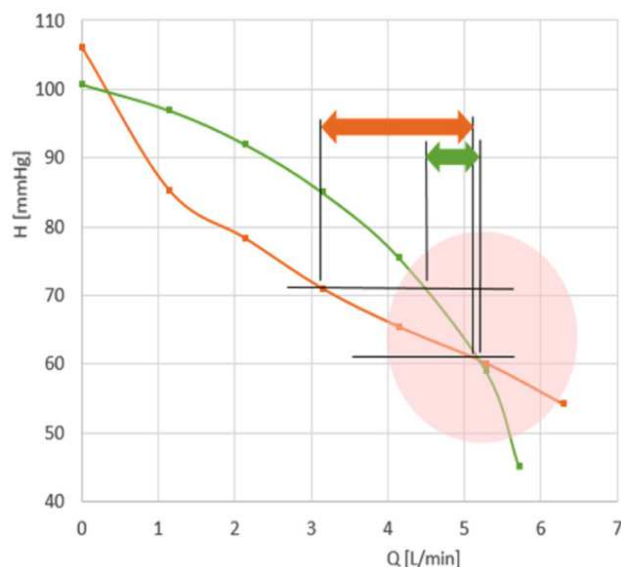
Obrázek 30: Vliv axiálního respektive radiálního čerpadla na průtok krve srdcem [25] (upraveno)

Celý proces závisí také na rychlosti otáček čerpadla, viskozitě a hustotě krve a předtížení srdce (preload). Pokud je předtížení vysoké (viz Frank-Starlingův zákon, obrázek 31), tak si proudění krve ponechává pulzující charakter. Pokud je předtížení nízké, tak je pulzující charakter poměrně utlumen. [31]



Obrázek 31: Vliv Frank-Starlingova mechanismu na tlak a průtok v srdci [31] (upraveno)

Výše uvedený předpoklad, že axiální čerpadlo má charakteristiku strmější než čerpadlo radiální, je obecně dodržen, ale při bližším náhledu na pracovní bod se již čerpadlo nachází v oblasti, kde je tomu naopak, a tedy i stejná tlaková difference v této oblasti vyvolá větší průtokové rozpětí u axiálního čerpadla než u radiálního (konkrétní případ je zobrazen pro čerpadla HeartMate II a Heartmate III na obrázku 32). Důsledky tohoto jsou v současnosti šetřeny ve studii MOMENTUM 3. [35]

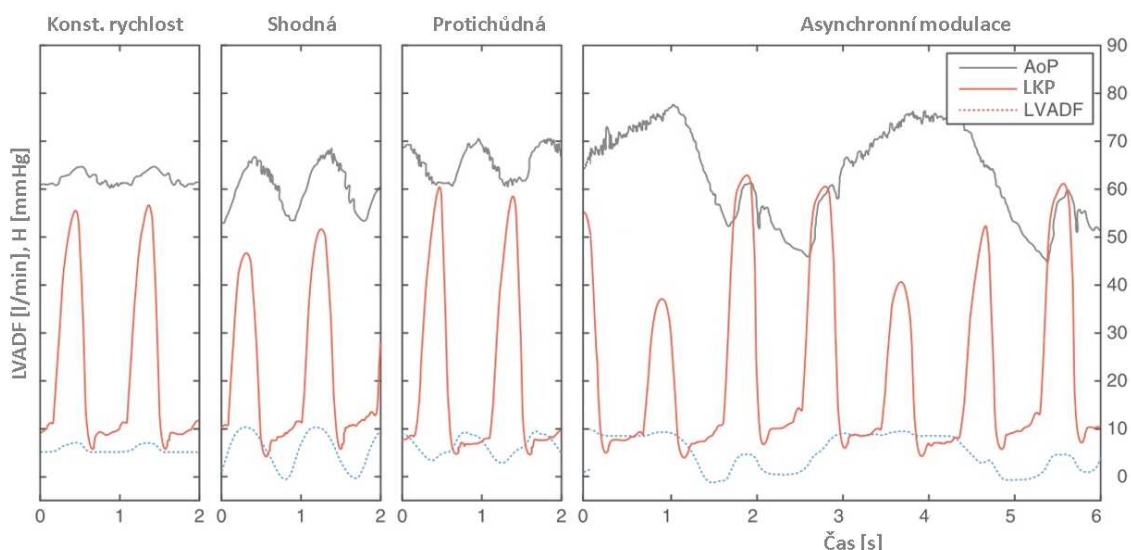


Obrázek 32: Srovnání axiálního čerpadla Heartmate II (oranžová křivka, 9000 1/min) a radiálního čerpadla Heartmate III (zelená křivka, 5400 1/min) [35]

6.2.2.1. Pulzující charakter proudění [25]

O problému absence pulzujícího proudění se již dlouho diskutuje, ale je zjevné, že tento nedostatek má na lidský organismus neblahý účinek (např. mohou podnítit arteriovenózní malformace – absence kapilár, tkáně nejsou dostatečně okysličený a krev proudí pod příliš vysokým tlakem do žil). Dalším neblahým účinkem bývá snížená frekvence otírání aortální chlopně. To může mít zase za důsledek stagnaci krve v oblasti před chlopní a případně její srážení.

K dosažení pulzujícího charakteru proudění se používá modulace rychlosti čerpadla, kdy se buďto přímo pomocí měnící se rychlosti modeluje pulzující proudění bez ohledu na původní frekvenci srdce (asynchronní modulace), anebo v závislosti na aktuální frekvenci probíhá synchronní modulace (shodná nebo protichůdná, viz obrázek 33).



Obrázek 33: Vliv shodné, protichůdné a asynchronní modulace na průtok a tlaky v srdci (AoP=aortální tlak, LKP=tlak v levé komoře, LVADF=průtok čerpadlem) [25] (upraveno)

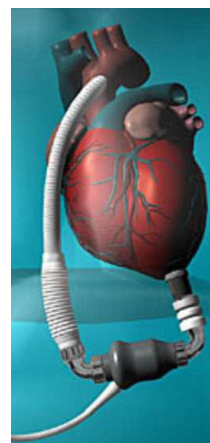
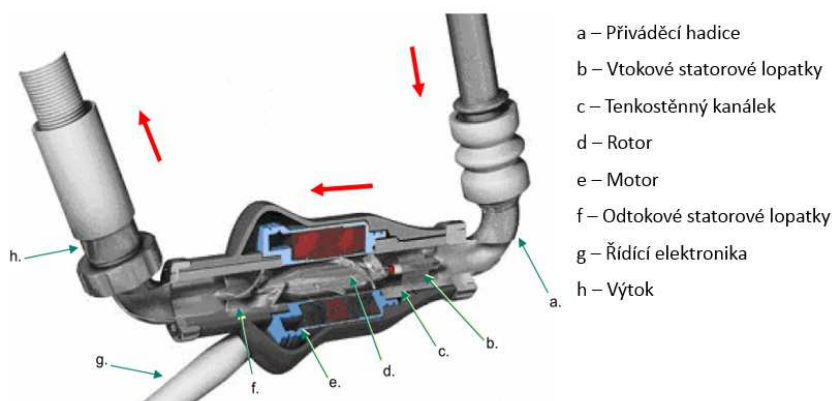
Protichůdná modulace maximálně odlehčuje levou komoru, a z toho důvodu je nejlepší variantou pro selhávající srdce. Shodná modulace zase zvyšuje tlakové pulzace v aortě, ale výrazně snižuje pravděpodobnost otevření aortální chlopně (otevření v případě, kdy tlak v komoře převyšuje tlak v aortě). Asynchronní modulace funguje zcela nezávisle na srdeční frekvenci, a tudíž teoreticky může skloubit výhody shodné i protichůdné modulace jejími náhodnými střídáními. Modulace rychlostí by také v budoucnu mohla významně pomoci k odstranění zón v čerpadle, kde probíhá recirkulace nebo stáze (tzv. washout) a zabránit tak vzniku sraženin.

6.2.3. Nejpoužívanější srdeční podpory [36]

Výše byly již zmíněny některé z nejpoužívanějších srdečních podpor, které se v současnosti používají. V následující kapitole budou některé více přiblíženy, včetně jejich charakteristik.

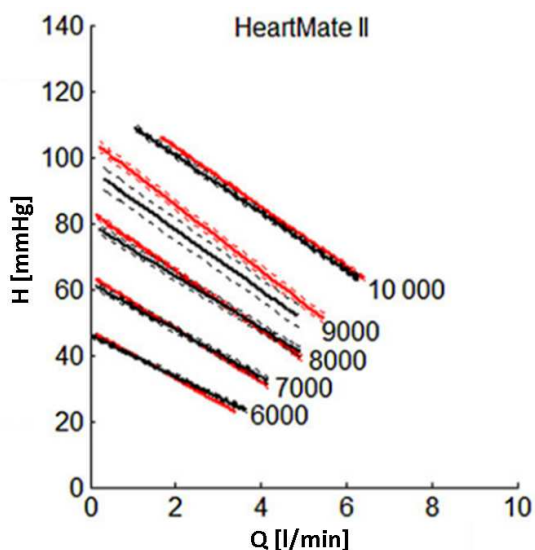
6.2.3.1. Thoratec HeartMate II

HeartMate II řadíme mezi srdeční podpory druhé generace. Je to vysokorychlostní axiální čerpadlo. Rotor čerpadla je uložen ve dvou mechanických ložiscích (čepech). Vnitřek čerpadla je vyroben z hladkého leštěného titanu. V rotoru čerpadla jsou uloženy magnety, pomocí kterých je rotor roztáčen. Čerpadlo váží 281 gramů a je velké 4 cm v průměru a 6 cm na délku. Přesnější popis čerpadla je na následujícím obrázku



Obrázek 34: Heartmate II [36] [37] (upraveno)

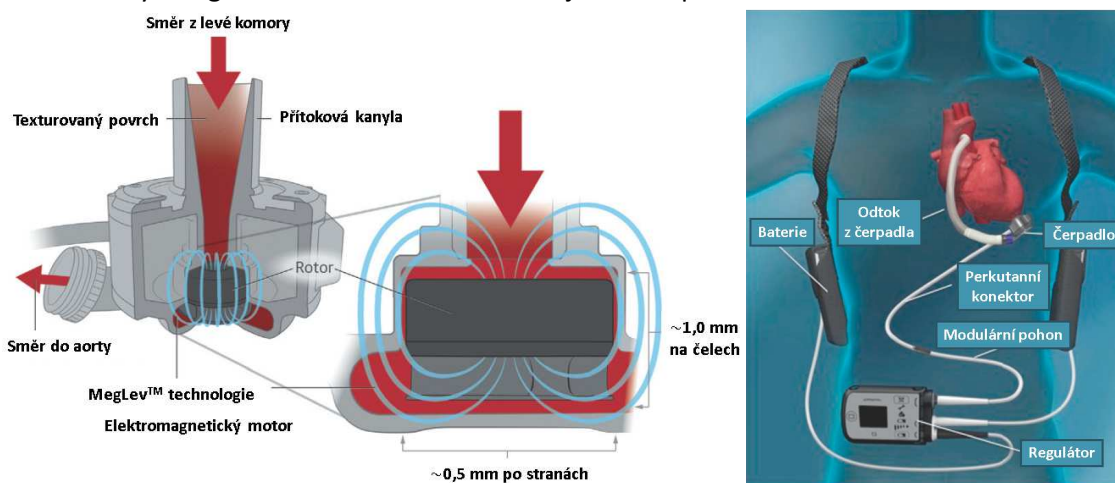
Čerpadlo není schopno vytvořit pulzující charakter proudění, rozsah rychlostí je 6 000 až 15 000 1/min, kdy je čerpadlo schopno dodávat až 10 l/min. Jeho charakteristika je vyobrazena na obrázku 35.



Obrázek 35: Charakteristika čerpadla HeartMate II
(červené křivky – krev, černé křivky – 5 % roztok glukózy) [38]

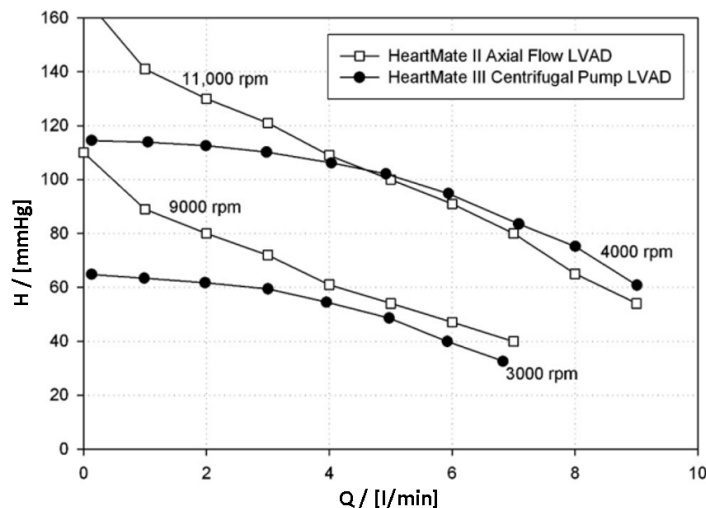
6.2.3.2. Thoratec HeartMate III [39] [40] [41]

HeartMate III je čerpadlo 3. generace od firmy Thoratec. Jedná se o radiální čerpadlo, jehož rotor je uložen bezkontaktně. Konkrétně v tomto provedení je využito magnetických ložisek a tím eliminováno množství pohyblivých částí. Hmotnost čerpadla dosahuje 200 g průměr 6,9 cm a šířka 3,0 cm. Všechny povrchy, které přijdou do kontaktu s krví, jsou vyrobeny ze slinutého titanu, kromě hladce vyleštěného titanového oběžného kola. Díky magnetickým ložiskům disponuje čerpadlo vůlí 1 mm v axiálním směru, resp. 0,5 mm ve směru radiálním (až 10x více než v případě hydrodynamických ložisek). To je sice z hlediska proudění ztrátové, ale z hlediska proudění krve se díky tomu výrazně sníží tečné napětí poškozující krevní buňky. Magnetická ložiska navíc eliminují vznik tepla.



Obrázek 36: HeartMate III [39] (upraveno)

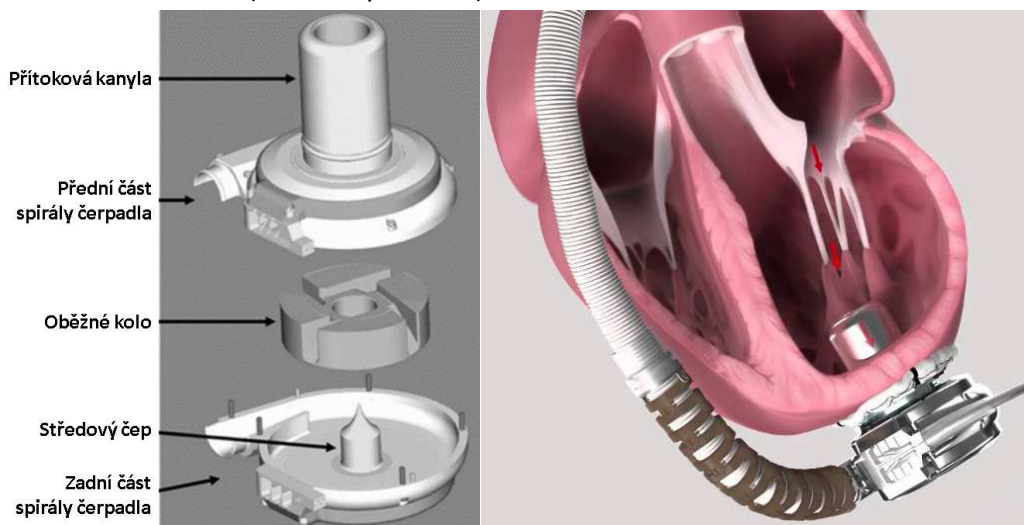
Čerpadlo pracuje v rozpětí rychlostí od 3000 – 9000 1/s s maximálním průtokem 10 l/s. Srovnání jeho charakteristiky s axiálním čerpadlem HeartMate II je na následujícím obrázku. Maximální průtok, který může čerpadlo vyvinout je 10 l/min. Díky modulaci otáček je čerpadlo schopno vytvořit do jisté míry pulzující průběh proudění. Cílem vývoje tohoto čerpadla je až 10 let životnost zařízení.



Obrázek 37: Charakteristika čerpadla HeartMate III v porovnání s HeartMate II [39]

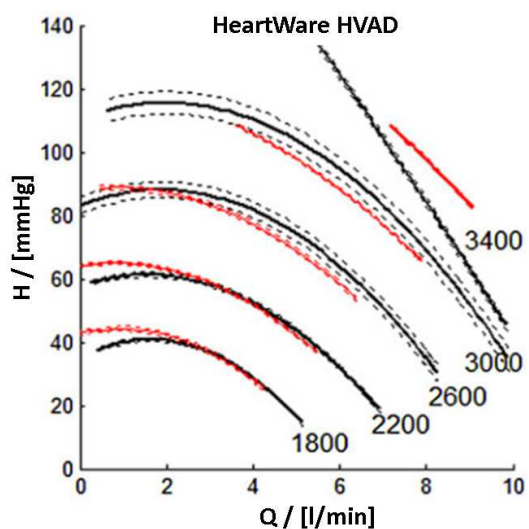
6.2.3.3. HeartWare HVAD [42]

Zařízení HVAD je odstředivé radiální čerpadlo patřící do 3. generace srdečních podpor. Jeho hmotnost dosahuje 145 g a objem 50 cm³. Široko-lopatkový rotor je podporován hydrodynamickými ložisky zajišťující axiální vůli v kombinaci s permanentními magnety, které zajišťují radiální vůli. Výstupní kanyla je velká 10 mm v průměru, vstupní 21 mm. Obě části housingu jsou vytvořeny z titano-keramického biokompatibilního materiálu a obsahují statorovou část motoru (6 měděných cívek).



Obrázek 38: HeartWare HVAD [42] [43] (upraveno)

Čerpadlo je možno provozovat při rychlostech od 1800 do 4000 1/min. Maximální průtok, který je čerpadlem vytvořen dosahuje 10 l/min. Jeho charakteristika je znázorněna na obrázku 39.



Obrázek 39: Charakteristika čerpadla HeartWare HVAD
(červené křivky – krev, černé křivky – 5 % roztok glukózy) [38]

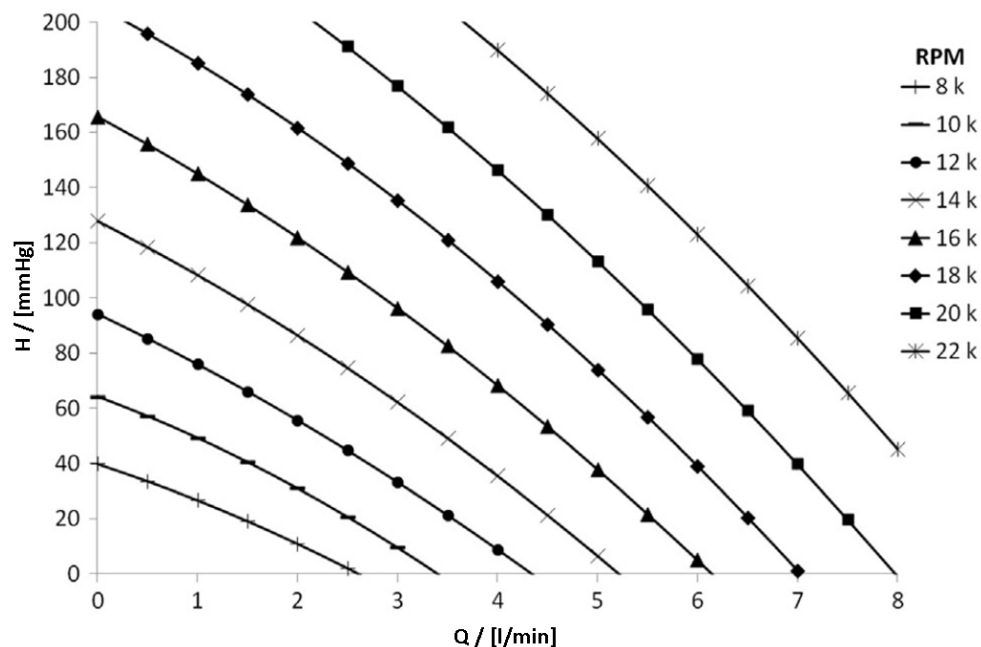
6.2.3.4. HeartWare MVAD [44] [45]

Čerpadlo MVAD je axiální čerpadlo patřící do 3. generace, které oproti svému předchůdci má poměrně menší rozměry. Ačkoliv rotor čerpadla je axiální, tak výstup z čerpadla je radiální. Z toho důvodu je celý systém nazýván kombinovaný. Čerpadlo váží 92 g a její objem dosahuje pouhých 20 cm³. Rotor je širokolopátkový, vyroben ze slitiny platiny a je umístěn v přívodní kanyle. Uložení rotoru je zprostředkováno pomocí hydrodynamických sil a pasivních magnetických sil. Magnetické síly zajišťují axiální polohu a hydrodynamické síly polohu radiální. Tělo čerpadla je pak tvořeno slitinou titanu.



Obrázek 40: HeartWare MVAD [44] [46] (upraveno)

Čerpadlo může pracovat v rychlostech od 8000 až po 22000 1/min. Maximální provozní průtok ovšem dosahuje 6,5 l/min. Podobně jako HeartMate III dokáže díky modulaci otáček vyprodukovat pulzující proudění. Charakteristiku čerpadla HeartWare MVAD lze vidět na obrázku 41.



Obrázek 41: Charakteristika čerpadla HeartWare MVAD [45]

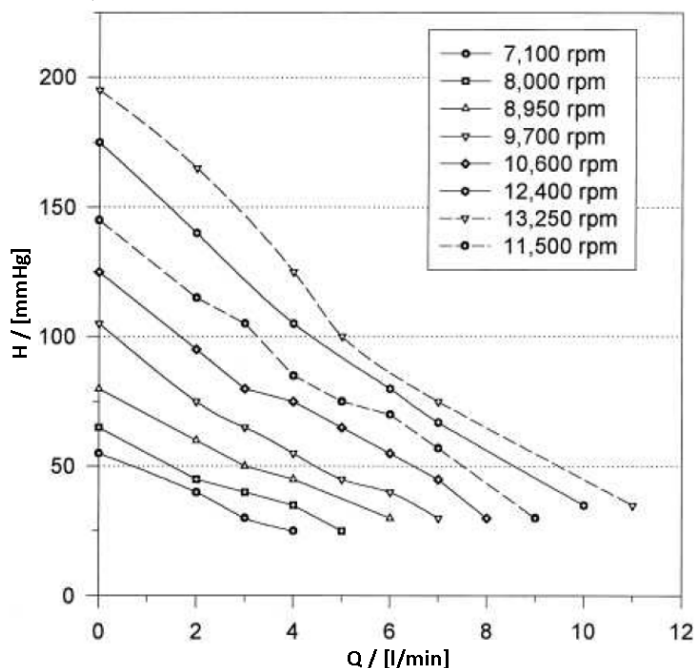
6.2.3.5. Jarvik 2000 [47]

Jarvik 2000 je axiální čerpadlo 2. generace, které dle svého názvu již od roku 2000 je schválena americkou organizací FDA jako možný most k transplantaci. Toto zařízení na rozdíl od ostatních je celé umístěno v levé komoře lidského srdce, díky čemuž čerpadlo nemusí mít žádnou vstupní kanylu. Hmotnost zařízení je 90 g a je 2,5 cm široké a 5,5 cm dlouhé. Rotor je tvořen magnetem a dvěma titanovými lopatkami, které jsou uloženy na dvou keramických ložiscích. Rotor je poháněn bezkartáčovým stejnosměrným motorem. Krev, která je poháněna rotorem, je následně usměrněna čtyřmi statorovými lopatkami. K minimalizaci vzniku sraženin jsou všechny povrchy vytvořeny z hladkého titanu.



Obrázek 42: Jarvik 2000 [47]

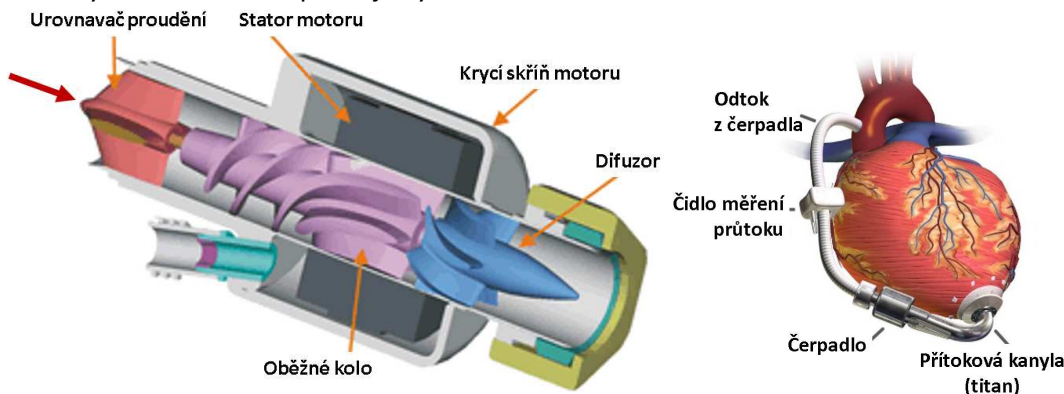
Rychlost, kterou je čerpadlo poháněno, bývá udržována na 8000 – 12000 1/min. Maximální dosažitelný průtok je 7 l/min. Charakteristika je měřena se směsí glycerolu a vody, (viskozita $3,3 \cdot 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$), viz obrázek 43.



Obrázek 43: Charakteristika čerpadla Jarvik 2000 [47]

6.2.3.6. *Reliant Heart – HeartAssist 5 [48] [49]*

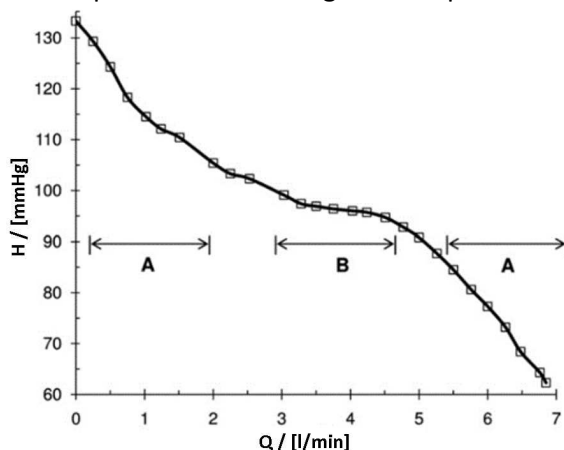
HeartAssist 5 je další srdeční podporou, kterou lze zařadit mezi podpory 2. generace. Dříve bylo možné toto čerpadlo nalézt pod jménem MicroMed DeBakey. Jeho hmotnost je 92 g a velikost je 3 cm v průměru a 7,6 cm na délku. Ložiska jsou mechanická, vyrobená z keramiky. Vnitřní část čerpadla je vyrobena z titanu.



Obrázek 44: HeartAssist 5 [50] [51] (upraveno)

Příklad na obrázku 45 ukazuje závislost tlakového spádu na objemovém průtoku. Maximální průtok čerpadlem je 10 l/min a možné otáčky čerpadla sahají od 8000 do 12000 1/min.

Křivka je uvedena pro 11 500 otáček. Signifikantní na této křivce je schopnost čerpadla automatické regulace. V oblasti A, tj. v oblasti vysokých a nízkých průtoků, se čerpadlo chová jako typické axiální čerpadlo, tzn. poměrně příkrá charakteristika. V oblasti B (v okolí průtoku 4 l/min) se nachází oblast čerpadla, která se dá označit jako oblast citlivá na tlakový spád. Pokud totiž čerpadlo pracuje v tomto příkladu v bodě o průtoku 4 l/min a žilní návrat nebo předpětí srdce se sníží, zapříčiní to zvýšení tlakového spádu a tím automaticky poměrně velké snížení průtoku přes čerpadlo. Následně při sníženém průtoku čerpadlem se předpětí postupně zvýší a udržuje tak automaticky střední fyziologicky akceptovatelnou hodnotu průtoku. Pokud tedy je takové čerpadlo použito jak u levé tak i pravé komory srdce a pracuje v této tlakově citlivé oblasti, tak je automaticky udržován průtok přes srdce bez vzniku jakéhokoliv předsíňového kolapsu nebo složité regulace čerpadel.



Obrázek 45: Charakteristika čerpadla HeartAssist 5 [49]

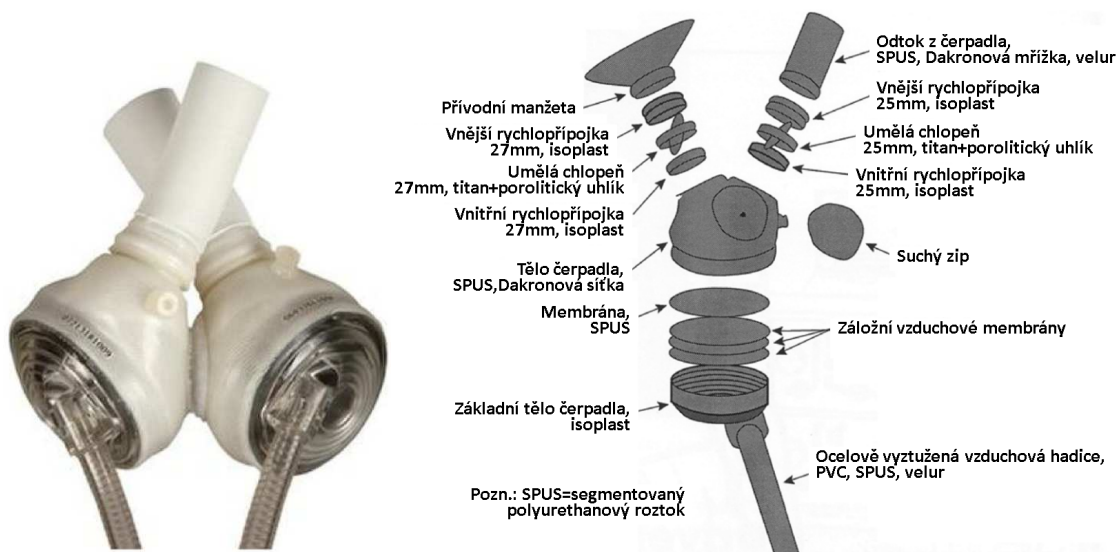
7. ÚPLNÁ SRDEČNÍ NÁHRADA-SYNCARDIA [52]

Jak již bylo poznamenáno, v současné době téměř všichni výrobci upustili od úplných náhrad srdce a zaměřují se spíše na náhrady částečné, případně kombinace těchto částečných podpor k využití podpory pro celé srdce. Není tedy divu, že v porovnání s částečnými srdečními náhradami postupuje vývoj úplných srdečních náhrad pomaleji. Dříve vyvíjené modely jako *Liotta-Cooley*, *Akutsu III* nebo *AbiCor* nejsou v současnosti již klinicky využívány. Omezené použití je taktéž použití duální podpory levé srdeční komory za použití dvou zařízení Heartmate II, případně HVAD. Jediné v současnosti úspěšně používané umělé srdce je od firmy *SynCardia*, které vzniklo na základě prvního umělého srdce – *Jarvik 7*.

7.1. SynCardia [53]

Od roku 2004 je schválena možnost využití umělého srdce od společnosti SynCardia jako most k transplantaci pro pacienty, u kterých selhává celé srdce.

SynCardia je pneumaticky řízené dvojí pneumatické čerpadlo, které nahrazuje funkci celého srdce. Membrána je vytvořena ze čtyřvrstvého polyuretanu a je poháněna tam a zpět pomocí pneumatického řízení. Tuto řídicí jednotku může pacient nosit u sebe na zádech a tedy se volně pohybovat.



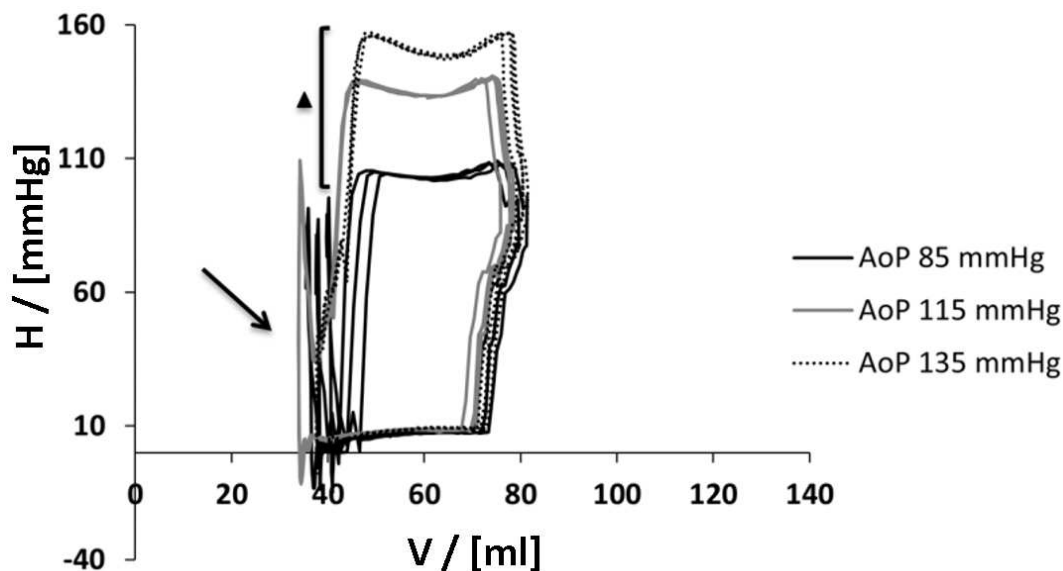
Obrázek 46: SynCardia [54] (upraveno)

Komory umělého srdce tvoří kulové komory, ve kterých se nachází z důvodu spolehlivosti a zvýšené životnosti 4-vrstvá membrána. Ta uvádí střídavým pohybem tam a zpět krev do pohybu. Ke komoře jsou připojeny přívod a odvod, které obsahují mechanické ventily, resp. umělé chlopně.

Průběh umělého srdce, které funguje na principu objemového čerpadla, můžeme vyjádřit v p-v diagramu, protože každý stav v čerpadle se dá popsat jako quasi-statický. Na obrázku 47 je uveden průběh takového diagramu pro úplnou srdeční náhradu SynCardia pro 3 různé aortální tlaky (afterloady).

7.1.1. Popis pracovního cyklu

Bod 10 mmHg a 75 ml odpovídá bodu, kdy začíná stlačování komory, tj., komora je maximálně plná. Následně začíná komprese, tlak vzrůstá až nad hodnotu aortálního tlaku, kdy dochází k otevření aortální chlopně. Objem komory se vyprazdňuje až do bodu označeného trojúhelníčkem. Vždy při stejném objemu se totiž začne komora stahovat, tj. dojde nejprve k poklesu tlaku, uzavření aortální chlopně a následně k otevření mitrální chlopně. To je doprovázeno v diagramu značným zakolísáním, které je způsobeno rázovým otevřením mitrální chlopně. Tento jev je také doprovázen hlukem (viz šipka). Následně dojde k nasávání krve do komory až do původního bodu.



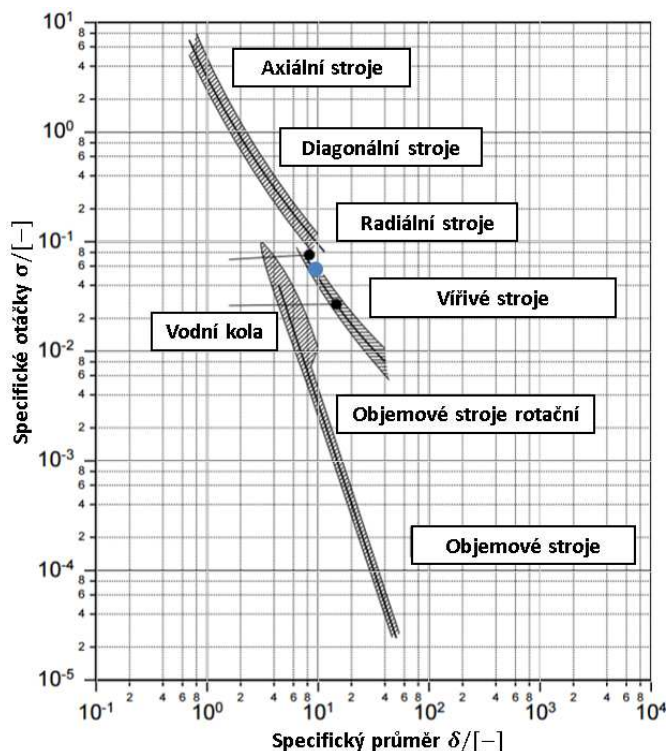
Obrázek 47: Pracovní cyklus čerpadla SynCardia [55]

8. VÍŘIVÁ ČERPADLA

Vířivá čerpadla bývají v anglické literatuře označována velkým množstvím pojmenování (Side-Channel pump, Regenerative pump, Vortex pump, Peripheral pump, Water-ring pump, Liquid-ring pump, Drag pump, Turbine pump, Traction pump, Tangential pump, Claw-type pump). Jedná se o typ hydrodynamického čerpadla, které lze nalézt v Cordierově diagramu mezi odstředivými hydrodynamickými čerpadly a objemovými čerpadly.

8.1. Cordierův diagram [57]

Cordierův diagram (viz obrázek 48) je velmi nápomocný inženýrský nástroj sloužící k návrhu čerpadla nebo turbíny. Zobrazuje závislost mezi optimálními specifickými otáčkami (v tomto případě označeno σ) a optimálním specifickým průměrem (δ) pro různé druhy strojů (odstředivé hydrodynamické stroje – axiální, radiální, diagonální čerpadla a turbíny, objemové stroje a vířivá čerpadla). Z diagramu je patrné, že pro jisté použití je optimální použití pouze některých typů strojů. Za pomoci Cordierova diagramu může tedy být určen optimální druh stroje podle vstupních parametrů (průtok, dopravní výška, otáčky a rozměr). A naopak, pro různý typ stroje mohou být určeny jeho parametry.



Obrázek 48: Cordierův diagram (Modrým bodem je v diagramu zobrazeno vířivé čerpadlo COV 43, které bude dále v práci více rozebíráno) [56] (upraveno)

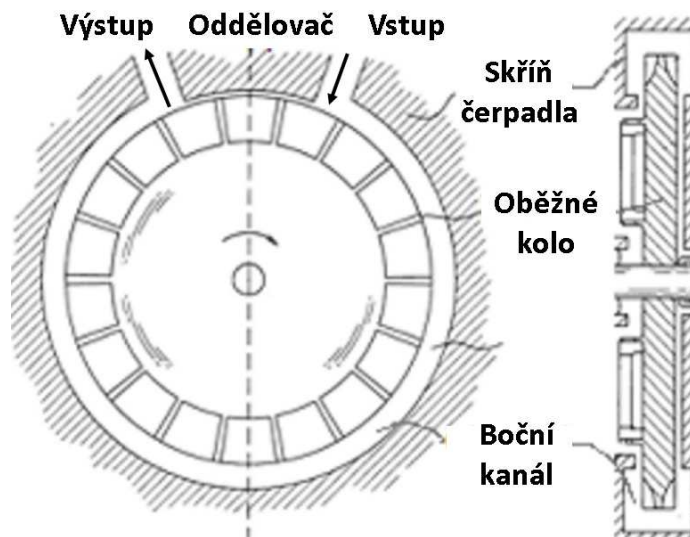
kde

- Specifické otáčky
$$\sigma := 2\sqrt{\pi}(2gH_T)^{-3/4}Q^{1/2}n \quad (5)$$

- Specifický průměr
$$\delta := \frac{\sqrt{\pi}}{2}(2gH_T)^{1/4}Q^{-1/2}d \quad (6)$$

8.2. Popis vířivých čerpadel [58] [59]

Na následujícím obrázku je zobrazeno typické vířivé čerpadlo s jeho hlavními částmi: radiálně rozdělitelná skříň a oběžné kolo s obvykle 20 – 50 lopatkami. Prostor mezi skříní a kolem v místě lopatek se nazývá boční kanál, který se dá ještě opticky rozdělit na boční a čelní část. Vstup a výstup z čerpadla je oddělen částí skříně čerpadla nazývanou oddělovač (angl. stripper), kde je velmi malá vůle mezi oběžným kolem a skříní čerpadla (stejně jako na obou čelech kola), a tím je maximálně zabráněno úniku kapaliny ze strany o vysokém tlaku na stranu o tlaku nízkém.



Obrázek 49: Vířivé čerpadlo a jeho hlavní části [58] (upraveno)

Vířivá čerpadla jsou čerpadla, ve kterých je tlakový spád vytvořen pomocí výměny hybnosti mezi oběžným kolem a kapalinou. Na rozdíl od radiálních čerpadel, kde je tlakový spád vytvářen spíše v radiálním směru, je v tomto případě tlak vybudován postupně ve směru obvodovém. Díky tomu jsou schopna tato čerpadla vytvořit poměrně vysoký tlakový spád i při nízkém průtoku. Tlaková charakteristika čerpadel je obvykle velmi strmá, příkonová charakteristika má obdobný charakter, kdy dosahuje svého maxima při závěrném bodu. Z toho důvodu je optimální bod čerpadla posunut spíše k vyšším průtokům.

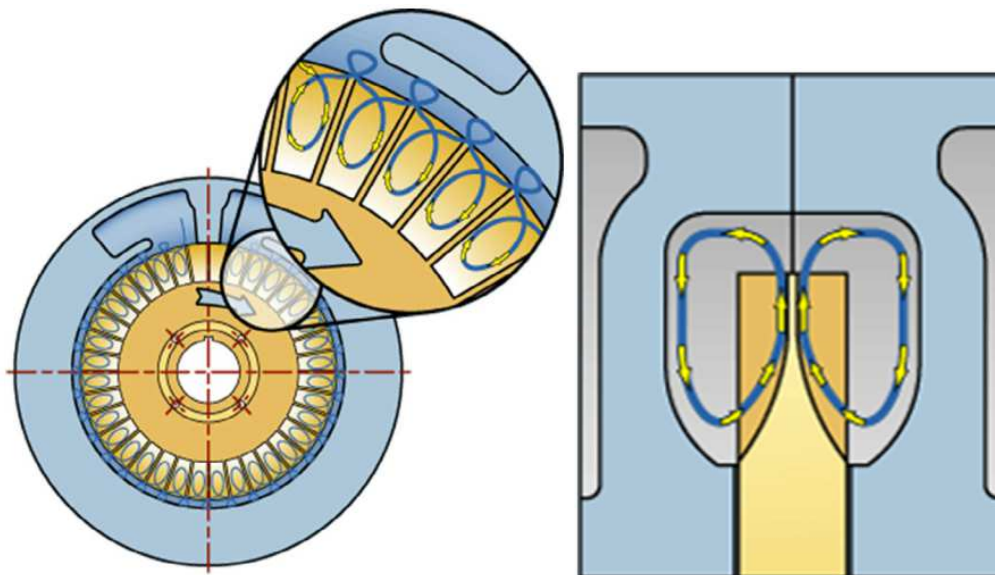
Vířivá čerpadla jsou také charakteristické výbornými samonasávacími vlastnostmi a také poměrně nízkou účinností (maximálně 50 %), kterou lze připsat dynamickému chování čerpadla. Proto se používají hlavně v případech, kdy účinnost je druhořadá za jiným parametrem, například cenou, spolehlivostí nebo samonasávacími schopnostmi. Příkon je využit jednak ke zvýšení měrné energie ale také k udržení oběhového průtoku kolem lopatek. Při snížení tohoto oběhového průtoku se ovšem účinnost významně sníží.

8.2.1. Princip proudění kapaliny ve vířivém čerpadle

Proudění, které je ve vířivých čerpadlech uskutečňováno, je možno popsat dvěma základními teoretickými modely. Ty jsou kategorizovány pomocí mechanismu, který je zodpovědný za charakter proudění: turbulentní model a model změny momentu hybnosti. Turbulentní model považuje za hlavní mechanismus pohánějící kapalinu turbulenci, která vzniká na rozhraní rotor – stator. Tento model ovšem není schopen popsat vytvoření víru, resp. spirálovitého charakteru proudění kapaliny.

Model, který je založen na změně momentu hybnosti, předpokládá, že zvýšení měrné energie je dosaženo pomocí výměny hybnosti mezi oběžným kolem a skříní čerpadla. Kapalina vstupuje do oběžného kola z boční části kanálu, v jeho části blíže k ose čerpadla. Následně je kapalina vlivem odstředivých sil vytlačována ven směrem k čelu kola. Tato kapalina následně předává moment hybnosti kapalině proudící v obvodovém kanále, kde je kapalina poháněna pomocí smykových napětí. Kapalina, která již předala svou hybnost, následně opět vstupuje do dalšího mezilopatkového prostoru a celý proces se opakuje. Tento proces výměny energie probíhá kontinuálně a tím také průběžně dochází ke zvyšování měrné energie v kapalině. Proudící médium tedy vykonává v čerpadle spirálovitý pohyb.

Ukazuje se, že druhý zmíněný popis je pro popis proudění uvnitř čerpadla dostatečný a současné teoretické 1D modely vířivých čerpadel vycházejí převážně z tohoto popisu proudění v čerpadle.



Obrázek 50: Princip proudění ve vířivém čerpadle [58]

8.2.2. Ztráty ve vířivém čerpadle

Jak již bylo uvedeno výše, vířivá čerpadla mají poměrně nízkou účinnost a je tedy vhodné se podrobněji podívat na důvody těchto ztrát, které vyplývají z geometrie čerpadla. Z nich je nejvýznamnější ztráta vznikající skluzem. Další typy ztrát jsou například šokové ztráty, oběhové (cirkulační) ztráty, obvodové třecí ztráty, ztráty na vstupu a výstupu a také ztráty způsobené únikem.

8.2.2.1. Skluzové ztráty

Pokud kapalina postupuje skrz čerpadlo kolem lopatek podle výše uvedeného principu, tak je tlak mezi jednotlivými lopatkami rozdílný. Tento tlakový spád následně kapalinu vystupující z oběžného kola tlačí zpět vzhledem k rotaci oběžného kola. Následně díky tomu je rychlost kapaliny vystupující z oběžného kola menší než rychlost, která by teoreticky odpovídala rychlostním trojúhelníkům. Tento rozdíl je důvodem potřeby energie k udržení oběhového průtoku kolem lopatek. Podíl teoretické a reálné rychlosti je nazýván skluzový faktor.

8.2.2.2. Šokové ztráty

Šokové ztráty se objevují na vstupu do lopatek a nastávají hlavně, pokud čerpadlo nepracuje v optimálním bodě. Proudění nabíhá na hranu lopatky pod jiným úhlem, než je úhel lopatky, protože velikost momentu hybnosti kapaliny v kole a kapaliny v oběžném kanále je odlišná.

8.2.2.3. Oběhové ztráty

Oběhové hydraulické ztráty přicházejí v úvahu, pokud kapalina cirkuluje v prostoru prostorem mezi lopatkami a kanálem. Tyto ztráty je možno rozdělit do tří skupin. První jsou tvořeny ostrými hranami kanálu. Druhý mechanismus ztrát je zapříčiněn mícháním rychlejšího proudu kapaliny v oběžném kole a pomalejší kapaliny v kanále. Třetí mechanismus je způsoben náhlou změnou průtočné plochy na vstupu, resp. výstupu z lopatek.

8.2.2.4. Obvodové třecí ztráty

Klasické třecí ztráty vznikají přirozeným zakřivením obvodového kanálu. Tyto ztráty bývají často v modelech čerpadel zjednodušeny délkovými třecími ztrátami, které vznikají při proudění v trubce.

8.2.2.5. Ztráty na vstupu a výstupu

Tyto ztráty jsou hlavně způsobeny rozdílnými průtočnými plochami na vstupu, resp. výstupu a v oběžném kanále, které zapříčiňují rapidní změny rychlosti kapaliny.

8.2.2.6. Ztráty netěsnostmi

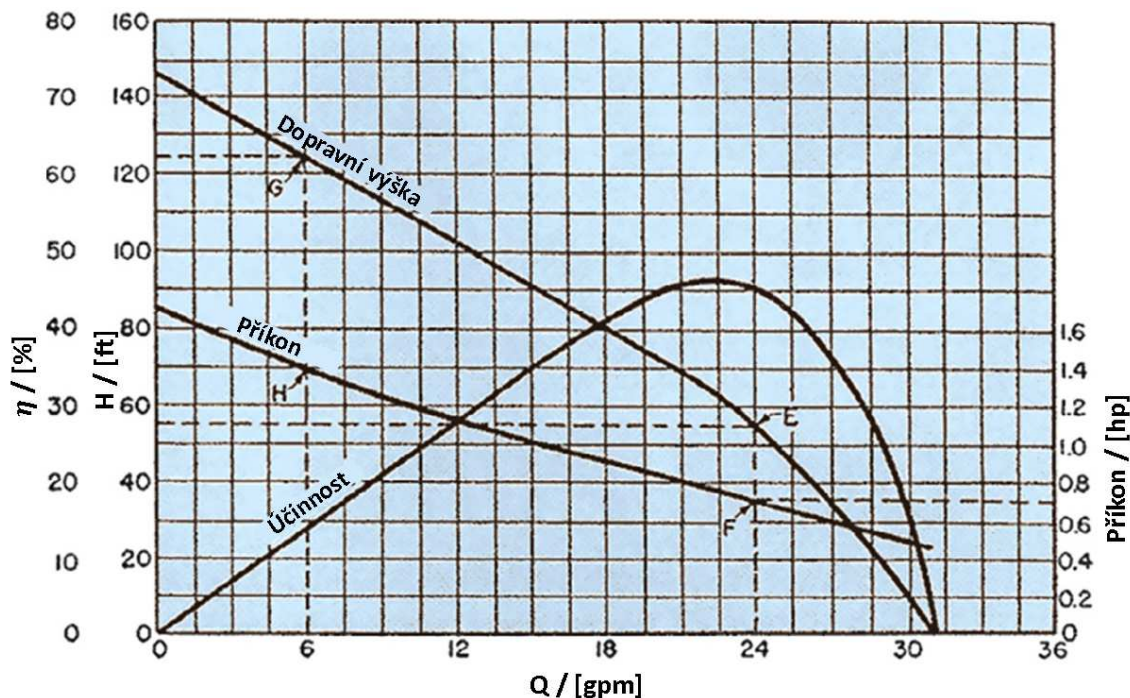
Ztráty netěsnostmi se dají rozdělit do dvou skupin, a to axiální vůle (případně i radiální vůle, dle přesné konstrukce čerpadla) mezi oběžným kolem a skříní čerpadla a mezi vstupem a výstupem z čerpadla podél oddělovače s tím, že druhý jmenovaný mechanismus má větší vliv na výkon čerpadla. Díky zvýšení měrné energie v čerpadle vzniká tlakový spád mezi kapalinou v oběžném kole a kapalinou v oběžném kanálu, který je hnací silou pro ztráty netěsnostmi podél vůle v oddělovači společně s tahem rotoru. K minimalizaci této ztráty musí být vůle co nejmenší.

8.2.2.7. Ztráty provozním opotřebením

Tato ztráta přichází v úvahu, pokud médium, které je čerpadlem poháněno, obsahuje abraziva či látky, které se mohou v čerpadle usazovat. Ty mohou vést k poškození lopatek nebo ložisek, respektive zanesení.

8.2.3. Typická charakteristika vířivého čerpadla

Typický tvar, jak vypadá charakteristika vířivého čerpadla, je zobrazen na následujícím obrázku (dopravní výška, účinnost, příkon).



Obrázek 51: Typická charakteristika vířivého čerpadla [58] (upraveno)

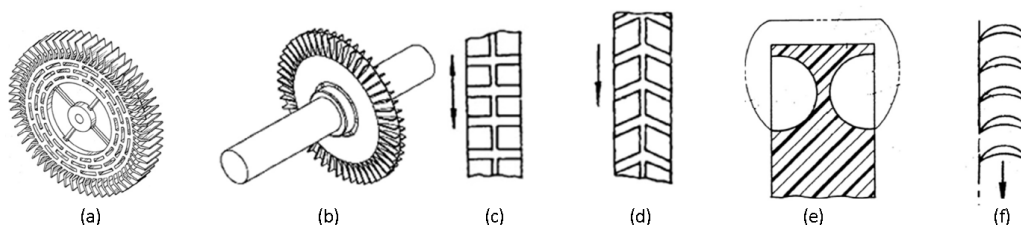
Charakteristika dopravní výšky bývá obvykle svým tvarem podobná axiálním čerpadlům (téměř přímková závislost), ovšem její sklon je mnohem strmější, při nízkých průtocích dosahuje vysokých dopravních výšek. Účinnost čerpadel nedosahuje vysokých hodnot a návrhový bod se obvykle pohybuje v oblasti vyšších průtoků charakteristiky (tj. bývá posunut na charakteristice směrem doprava). To souvisí i s příkonem, který pro vířivá čerpadla při vyšších průtocích obvykle klesá.

8.2.4. Jednotlivé konstrukční prvky vířivých čerpadel

Návrhy a tvary vířivých čerpadel se od sebe poměrně značně liší a existuje celá řada různých modifikací konstrukčních částí vířivých čerpadel. V následujících podkapitolách budou blíže popsány jednotlivé důležité konstrukční prvky vířivých čerpadel, které ovlivňují jejich funkci z hydraulického hlediska.

8.2.4.1. Konfigurace lopatek

Design lopatek oběžného kola má největší vliv na výkon čerpadla. Profily lopatek a jejich tvar různých vířivých čerpadel se značně liší. Pro komerční užití se téměř výhradně používá oboustranné lopatkování oběžného kola, protože na obou stranách kola je tlak vytvářen stejně a tím se snižuje axiální zatížení kola. Symetrické profily lopatek také zvyšují účinnost díky zvýšené výměně energie mezi oběžným kolem a kapalinou, což je zapříčiněno zmenšením tzv. „mrtvých zón“, které se nepodílejí na cirkulaci vody.



Obrázek 52: Různé konfigurace lopatkování

(a) jednostranné lopatkování, (b) oboustranné lopatkování, (c) přímé radiální lopatkování, (d) lopatkování Chevron, (e) půlkruhové lopatkování, (f) lopatkování profilu křídla [58]

Nejpoužívanějším druhem jsou radiální přímé lopatky, kolmé k obvodu a nezávislé na smyslu rotace kola (c). Neradiální lopatky mají obdobný profil a mohou být zahnuty buďto dopředu nebo dozadu.

Lopatkování Chevron (d) se dá jistým způsobem přirovnat principu fungování Peltonovy turbíny, kde je voda lopatkou doslova „nabírána“. Samozřejmě se čerpadlo chová lépe, když zahnutí lopatek je ve směru otáčení oběžného kola. Ve srovnání s klasickými přímým radiálním lopatkováním dosahuje Chevron vyšší výkonost díky redukci ztráty na vtoku do čerpadla a také lepší cirkulaci. Chevron lopatkování je schopno dodat až 2x vyšší tlak než klasické radiální lopatkování.

Půlkruhové lopatkování (e) má tu výhodu, že postrádá jakékoliv mrtvé místa, kde by mohlo docházet ke snížení výkonnosti čerpadla a případně také k usazování různých látek.

Lopatkování ve tvaru profilu aerodynamického profilu (f) bývá využíváno pro vířivé kompresory. Právě tento druh lopatek poskytuje nejvyšší tlakové poměry. Účinnost se ovšem pohybuje okolo 40 %. Stejně jako u jiných druhů lopatkování, symetrické lopatkování poskytuje vyšší účinnost. Bylo zjištěno, že pro tlaky nad 20 kPa jsou nejvýhodnější právě tyto lopatky, zatímco v rozmezí od 100 Pa do 20 kPa dominují lopatky Chevron.

8.2.4.2. Počet lopatek

Počet lopatek čerpadla přímo ovlivňuje velikost tlaku vytvořeného čerpadlem s ohledem na skluzové ztráty. Nižší počet lopatek odpovídá zvýšení těchto ztrát. Optimální počet je závislý na průměru oběžného kola a velikosti kanálu. Při zvětšení kanálu se optimální počet lopatek musí snížit, naopak při zvětšení průměru a zachování velikosti kanálu se optimální počet lopatek zvýší. Vyšší počet lopatek již nadměrně zvyšuje třecí ztráty a mohl by zamezit cirkulaci kapaliny mezi jednotlivými lopatkami. Přesnější vliv počtu lopatek na samotnou $Y-Q$ charakteristiku a účinnost bude popsán dále.

8.2.4.3. Axiální vůle oběžného kola

Axiální vůle přímo ovlivňuje výkonnost čerpadla kvůli možnému zpětnému proudění mezi lopatkami. K eliminaci nadměrného zpětného proudění je doporučeno držet tuto vůli pod 0,3 mm, záleží ovšem samozřejmě na celkových rozměrech čerpadla.

8.2.4.4. Boční kanál

Tvar a velikost bočního kanálu přímo ovlivňuje výkonnost čerpadla. Pro udržení proudění v kanále je potřeba nutné množství energie pokrývající ztráty třením a turbulencí způsobenou mícháním pomalejší a rychlejší kapaliny. Je tedy žádoucí tuto ztrátu co nejvíce snížit. Kruhový nebo zaoblený tvar přispívá k cirkulaci a snižuje turbulenci. Zvýšení průtočné plochy na vstupu do čerpadla iniciuje cirkulaci, vylepšuje vzniklý tlak v čerpadle a pozitivně ovlivňuje účinnost. Zvětšování tloušťky kanálu ve vstupní části čerpadla zpomaluje proudění kapaliny, které je přímo úměrné kinetické energii, která je zase přímo úměrná třecím ztrátám. Hloubka kanálu také ovlivňuje šokové a cirkulační ztráty.

8.2.4.5. Oddělovač (stripper)

Velikost oddělovače také ovlivňuje výkonnost čerpadla. Pokud je oddělovač krátký, potom kapalina je v kontaktu s oběžným kolem delší dobu a získá více energie. Na druhou stranu se tím zvýší ztráty únikem.

8.2.4.6. Uspořádání vstupu a výstupu

Největší množství vířivých čerpadel má přímý vstup i výstup z čerpadla, a to v radiálním směru. Ukázalo se ovšem, že optimálnější je vstup i výstup ve směru axiálním.

8.2.5. Srovnání vířivého čerpadla s čerpadlem odstředivým [60]

Vířivá čerpadla oproti čerpadlům radiálním dosahují nižší účinnosti, ale lze nalézt aplikace, ve kterých jsou čerpadla vířivá výhodnější. Přehledné porovnání mezi čerpadly vířivými a radiálními se nachází v následující tabulce.

Tabulka 2: Rozdíly mezi vířivými a radiálními čerpadly

Vířivé čerpadlo	Radiální čerpadlo
Radiální a toroidální proudění	Radiální proudění
Jednodušší výroba (jednoduché lopatky)	Složitější a komplexnější výroba
Více kompaktní, méně stupňů	Větší rozměry/více stupňů
Vyšší účinnost při nízkých spec. otáčkách	Vyšší účinnost při vysokých spec. otáčkách
Příkon při vyšších průtocích se snižuje	Příkon při vyšších průtocích se zvyšuje
Stabilní operativní rozmezí	Limitace možnou pumpáží a nestabilitou
Řazení více čerpadel méně kritické	Řazení více čerpadel velmi kritické
Úzké tolerance pro vůle	Větší tolerance
Velmi dobrá samonasávací schopnost	Samonasávací schopnost horší
Poměrně tiché, opotřebení nižší	Hlučné, vyšší opotřebení

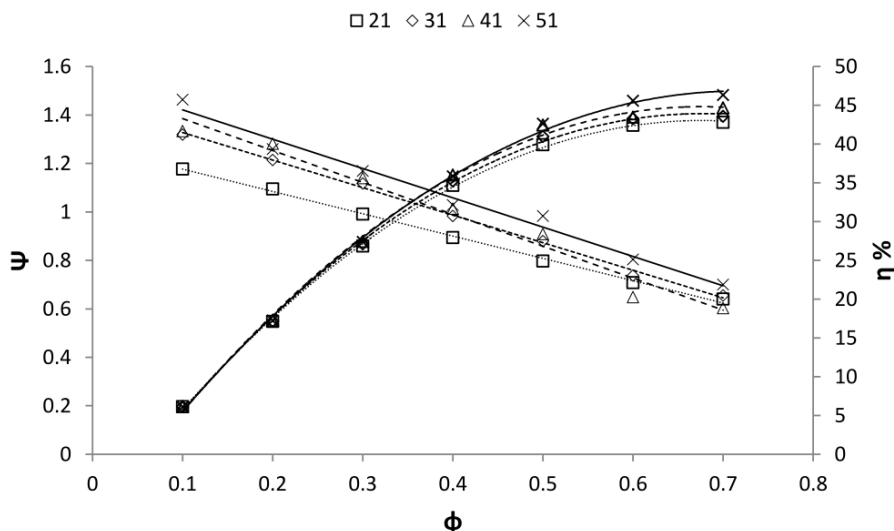
Z výše uvedeného vyplývá, že hlavní výhody vířivých čerpadel spočívají především v jednodušší výrobě, kompaktnosti a stabilním provozu. V kombinaci s konkrétními aplikacemi mohou vířivá čerpadla najít i v této době široké uplatnění.

8.3. Vliv změny různých parametrů oběžného kola vířivého čerpadla na jeho charakteristiku

Tvar charakteristiky vířivého čerpadla a také jeho účinnost a polohu návrhového bodu lze pozměnit tvarem oběžného kola. V následujících kapitolách jsou shrnuty poznatky různých autorů, kteří se ve svých pracích zabývali různými konstrukčními změnami oběžných kol a jejich vlivem na charakteristiku vířivých čerpadel.

8.3.1. Počet lopatek [64]

Jak již bylo zmíněno, počet lopatek přímo ovlivňuje charakteristiku čerpadel. Meakail ve svém článku [64] porovnával charakteristiky a účinnosti čerpadel se stejným lopatkováním (radiálním) ale s rozdílným počtem lopatek. Analýza probíhala jak experimentálně tak i pomocí CFD simulace a 1D modelu. Na níže uvedeném grafu jsou zobrazeny výsledky jeho experimentálních měření.



Obrázek 53: Vliv počtu lopatek na charakteristiku čerpadla [64]

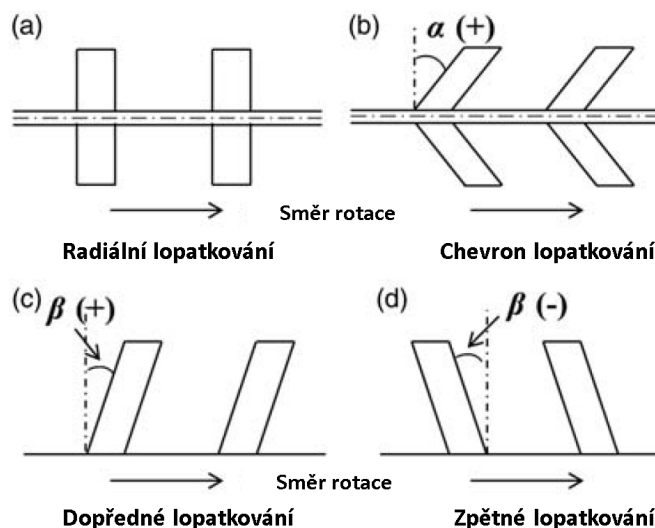
Z výše uvedeného grafu lze vyčíst, že pro tento případ 21 lopatek odpovídá nejnižší účinnosti a se zvyšujícím se počtem lopatek se účinnost čerpadla zvyšuje. Při zvyšování počtu lopatek až po 51 účinnost stále narůstá a lze očekávat, že optimální počet lopatek by byl ještě vyšší nebo právě uvedených 51 lopatek. Z konstrukčních důvodů ovšem již kolo s vyšším počtem lopatek v tomto případě vyrobeno nebylo. Nárůst účinnosti je vysvětlen pomocí CFD analýzy. Pro zvyšující se počet lopatek je totiž snižován rozdíl mezi úhlem přicházejícího média na lopatku a úhlem samotné lopatky (AOA=angle of attack). Díky tomu klesají šokové ztráty a tím roste účinnost.

Další fakt, který lze z grafu vyčíst, je mírná změna sklonu charakteristiky při změně počtu lopatek. Sklon je největší pro 41 lopatek a nejmenší pro 21 lopatek. Pro 31 a 51 lopatek jsou.

8.3.2. Výstupní úhel lopatek [65] [66]

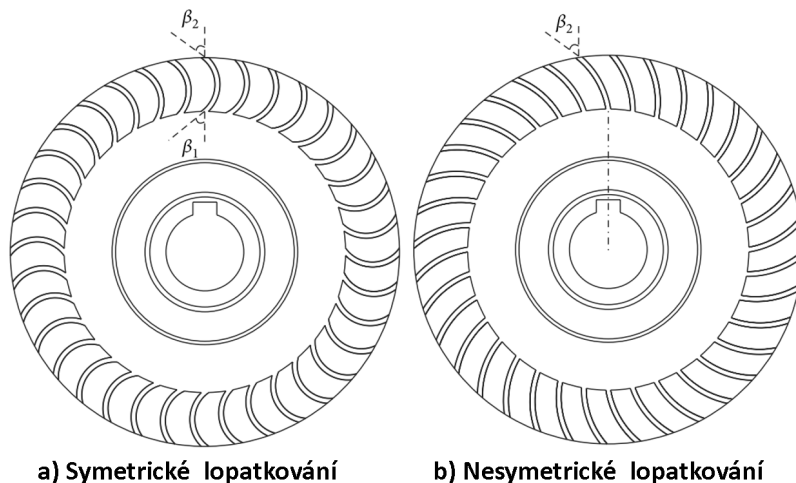
Parametr lopatek, který zřejmě nejvíce ovlivňuje charakteristiku vířivého čerpadla, je výstupní úhel lopatek. Vliv tohoto parametru zkoumal Choi [66] a následně i Nejadrajabali [65].

Choi provedl experimentální porovnání různých kol s přímým lopatkováním (radiální, dopředu, dozadu zahnutá, Chevron lopatkování). Přehled úhlů lopatek oběžného kola vířivého čerpadla, které zkoumal Choi, je zobrazen na následujícím obrázku.



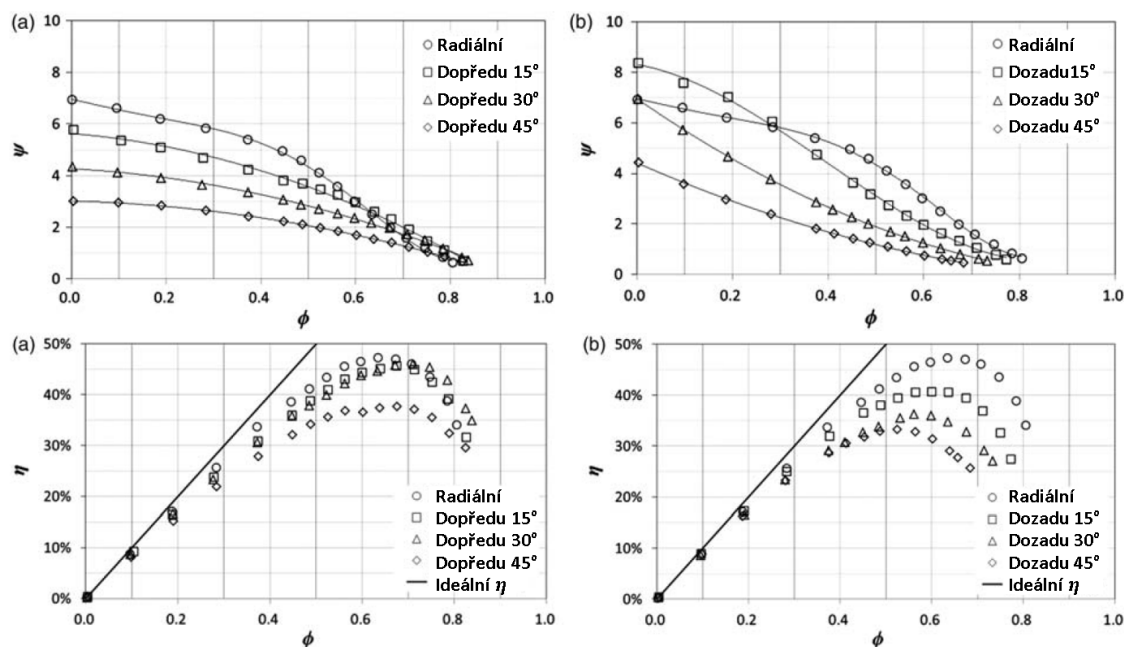
Obrázek 54: Různé druhy lopatkování, které zkoumal Choi [66] (upraveno)

Nejadrajabali provedl CFD analýzu pro různá kola s lopatkováním, které postupně mění úhel – symetrické a nesymetrické (radiální, dopředu resp. dozadu zahnutá). Jak tato kola vypadají, je zobrazeno na obrázku 55.



Obrázek 55: Různé druhy lopatkování, které zkoumal Nejadrajabali [65]

Na obrázku 56 jsou zobrazeny výsledky měření, které provedl. [66] Jedná se o vliv zahnutí přímé lopatky (dopředu a dozadu) na charakteristiku vířivého čerpadla a jeho účinnost.

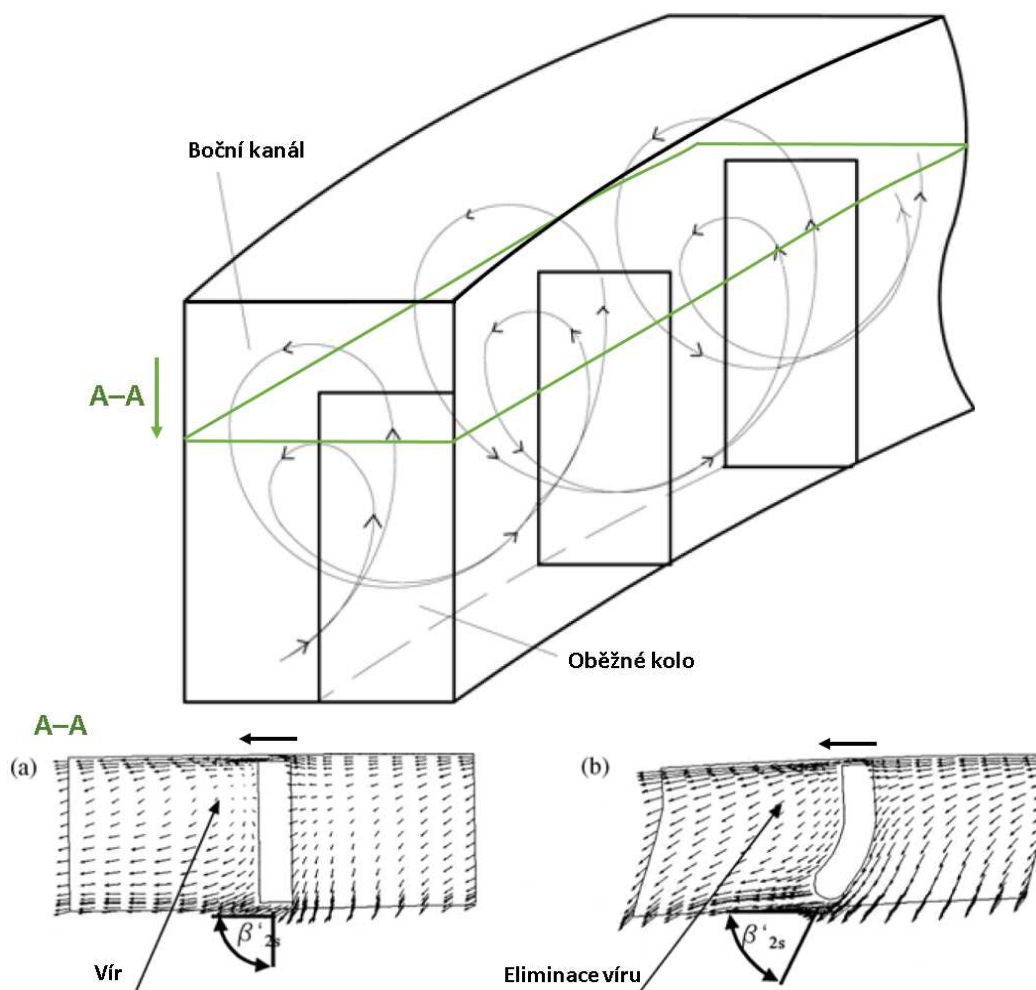


Obrázek 56: Vliv výstupního úhlu lopatky na charakteristiku čerpadla [66] (upraveno)

Z výše uvedených grafů vyplývá, že v případě dopředu zahnutých lopatek se sklon charakteristiky čerpadla se zvyšujícím úhlem lopatek snižuje s tím, že až po 30° není markantní propad v účinnosti. Pro 45° se sklon ještě více sníží ale za cenu snížení účinnosti asi o 7 %. V případě dozadu zahnutých lopatek se tvar charakteristiky pro 15° hlavně v oblasti nižších průtoků poměrně změní, následné zvyšování úhlu lopatky se projeví snížením sklonu charakteristiky. Z pohledu účinnosti ale jakékoliv zvýšení úhlu lopatky směrem dozadu vede ke snížení celkové účinnosti. Podrobnější výsledky a poznatky vlivu zahnutí výstupního úhlu lopatek na charakteristiku čerpadel se nacházejí v [65] a [66].

8.3.3. Výstupní boční úhel [63]

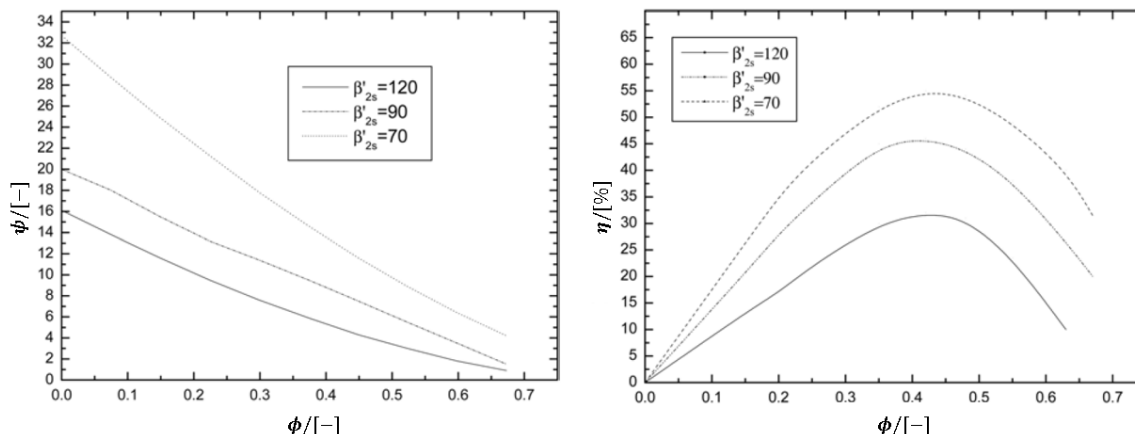
Další parametr, který má vliv na charakteristiku vířivého čerpadla, je boční výstupní úhel β_{2s} . CFD analýzy poukazují na fakt, že kapalina neopouští kolo pouze na jeho čele, jak bylo v mnoha 1D modelech předpokládáno, ale z části také na straně kola (viz obrázek 57). Na vliv tohoto parametru upozornil ve svém článku Meakhail [63], kde byl navržen teoretický 1D model s vlivem tohoto výstupního úhlu.



Obrázek 57: Vliv bočního výstupního úhlu na proudění za lopatkou [63] (upraveno)

Na výše uvedeném obrázku je zobrazeno vektorové pole v řezu A-A. Pro případ radiálních lopatek (a) vzniká za lopatkou vír, který je nežádoucí a snižuje účinnost čerpadla. Pokud je lopatka v rovině A-A zahnuta směrem dopředu (případ (b), ve směru otáčení), tak proudící kapalina začne lépe kopírovat tvar lopatky a vír je eliminován. Následkem toho je hydraulická účinnost čerpadla zvýšena.

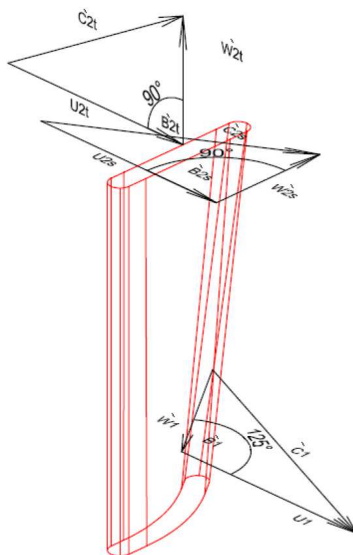
Vliv bočního výstupního úhlu β_{2s} na charakteristiku čerpadla je znázorněn na následujícím obrázku. Pro případ, že úhel klesne pod 90° na 70° , tj. lopatka bude zahnuta dozadu (proti smyslu otáčení oběžného kola), se sklon charakteristiky nepatrně sníží a charakteristika se posune níže. Hydraulická účinnost ovšem klesne o více než 10 % v návrhovém bodě. Naopak, pokud se výstupní boční úhel zvýší na 120° , tak se sklon charakteristiky zvýší a hydraulická účinnost vzroste téměř o 10 %.



Obrázek 58: Vliv výstupního bočního úhlu lopatky na charakteristiku čerpadla [63] (upraveno)

8.3.4. Vstupní úhel lopatek [67]

Podobně, jako byla popsána v předchozí kapitole, se chová kapalina i na vstupu do lopatky. V případě přímých radiálních lopatek vzniká za lopatkou zavíření, které je nežádoucí a lze jej eliminovat správným zakřivením lopatky. Tento fakt popisuje ve svém článku Meakhail [67].

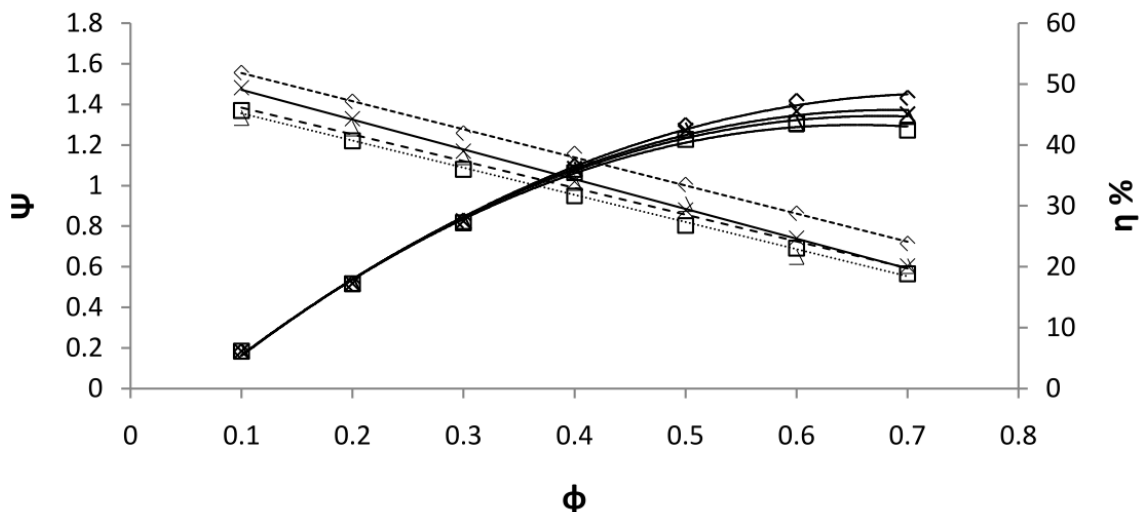


Obrázek 59: Příklad natočení vstupního úhlu lopatky a rychlostní trojúhelníky na vstupu a výstupu [67]

Na obrázku 59 jsou zobrazeny rychlostní trojúhelníky vířivého čerpadla a znázorněno možné zakřivení lopatky na vstupu kapaliny do oběžného kola β_1 .

Vliv zakřivení na charakteristiku vířivého čerpadla je znázorněn na následujícím obrázku. Výsledky jsou vykresleny pro $\beta_1 = 90^\circ, 115^\circ, 125^\circ$ a 135° .

$\triangle 90$ $\square 115$ $\diamond 125$ $\times 135$

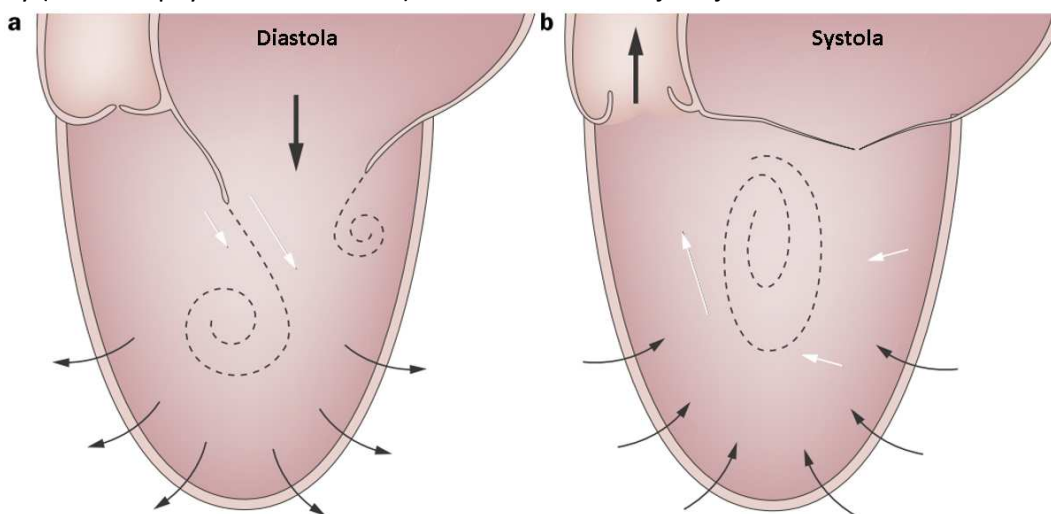


Obrázek 60: Vliv vstupního úhlu lopatky na charakteristiku čerpadla [67]

Vliv zakřivení lopatky β_1 na vstupu do oběžného kola není tak markantní jako u výstupních úhlů. Sklon charakteristiky vířivého čerpadla se mění jen nepatrně a charakteristiky se pohybují jen pro různé naklonění lopatky ve svislém směru. Ovšem díky správnému natočení lopatky (což v tomto případě je 125°) lze zvýšit účinnost čerpadla v návrhovém bodě oproti přímým radiálním lopatkám asi o 5 %.

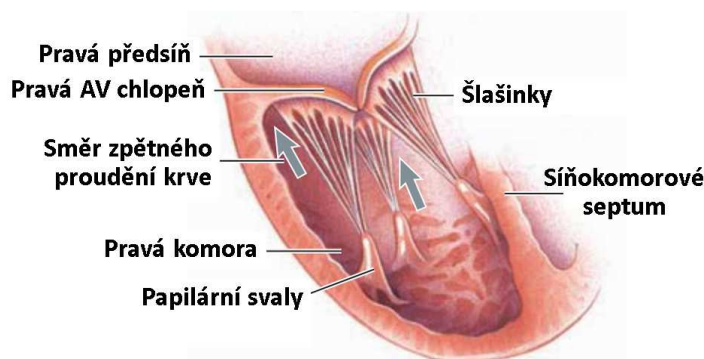
8.4. Vířivé čerpadlo jako srdeční náhrada [61]

Tato kapitola pojednává o vhodnosti využití vířivých čerpadel jako srdeční náhrady. Jak již bylo zmíněno, lidské srdce je v podstatě objemové čerpadlo a v posledních letech hlavně z rozměrových důvodů bylo upuštěno od srdečních podpor, které fungují na podobném principu. Hlavní trend se tedy zaměřuje na čerpadla odstředivá, hydrodynamická. Při návrhu srdeční podpory je ovšem vhodné se co nejvíce nechat inspirovat samotným srdcem. Pokud se blíže podíváme na průběh proudění v levé komoře, tak je možné si povšimnout při diastole vzniku prstencového víru (viz obrázek 61). Levá komora se totiž rozpíná, mitrální chlopeň se otevírá a vlivem rozdílných rychlostí zbylé krve v komoře a krve, která do levé komory chlopň vniká (viz bílé šipky na obrázku 61 a), dojde ke vzniku prstencového víru. Na konci diastoly se v komoře ustálí vír, který následně při systole přirozeně napomáhá proudění krve z komory do aorty (viz bílé šipky na obrázku 61 b). Vizualizace tohoto jevu je zobrazena na obrázku 63.



Obrázek 61: Vír v srdeční komoře a jeho vznik při diastole [61] (upraveno)

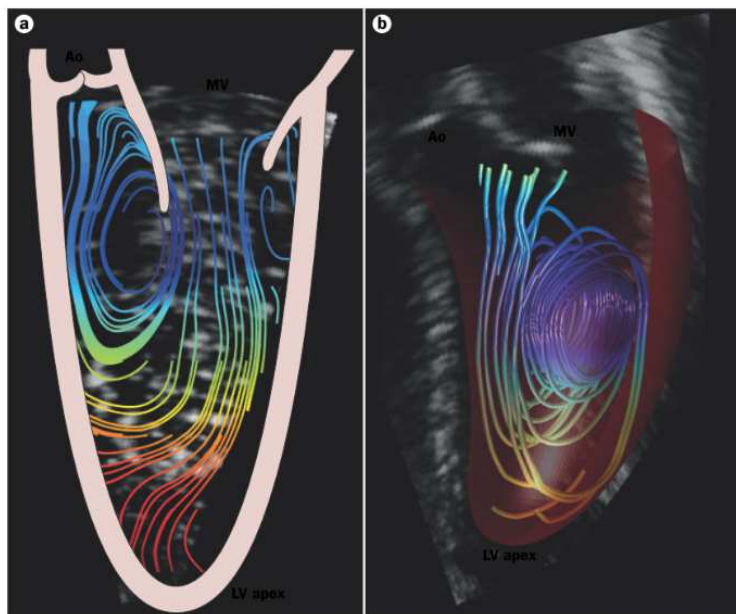
Vířivost v srdeční komoře je značná také z důvodu, že srdeční komora není hladká komora, jak by se tomu mohlo zdát, ale je protkána několika tenkými výběžky spojující cípy srdečních chlopní se stěnou komor (tzv. šlašinky). Ty se v srdci nacházejí z důvodu správného chování chlopní a také z důvodu pevnosti celého srdce. Šlašinky jsou stahovány papilárními svaly (viz obrázek 62), které kontrahují společně s kontrakcemi srdce. Papilární svaly tedy napínají a táhnou cípy chlopní směrem do komor, a brání tak nežádoucímu vyklenutí chlopní směrem do předsíní. Tyto výběžky také značnou měrou napomáhají vířivému proudění v srdci. Díky těmto jevům nedochází v srdci na stěnách až k tak velkým rychlostem, jako by tak bylo, kdyby tyto víry v srdci nevznikaly. Díky tomu nedochází na stěně k tak velkým hodnotám smykového napětí. [75]



Obrázek 62: Detail srdeční komory (šlašinky a papilární svaly) [1] (upraveno)

Jak již bylo v dřívějších kapitolách zmíněno, tak ve vířivých čerpadlech dochází k podobnému vzniku vírů a lze tedy vidět paralelu mezi prouděním v srdci a prouděním ve vířivém čerpadle. Z toho důvodu má smysl se více zabývat vířivými čerpadly pro tuto aplikaci. V případě čerpadel odstředivých kapalina kopíruje trasu lopatek a rychlost kapaliny v blízkosti stěny (a tím tedy i smyková rychlost) může být poměrně velká.

Nevýhodou vířivých čerpadel jsou poměrně úzké spáry, které se v čerpadle nacházejí. V těchto oblastech dochází k největšímu nárůstu tečného napětí a může v těchto oblastech dojít až k poškození krevních buněk. U současně vyráběných srdečních podpor se tomuto jevu vyhýbá pomocí použití magnetických ložisek a zvětšení spár i za cenu snížené účinnosti.



Obrázek 63: Vizualizace víru v srdeční komoře [61]

9. MĚŘENÍ VÍŘIVÝCH ČERPADER

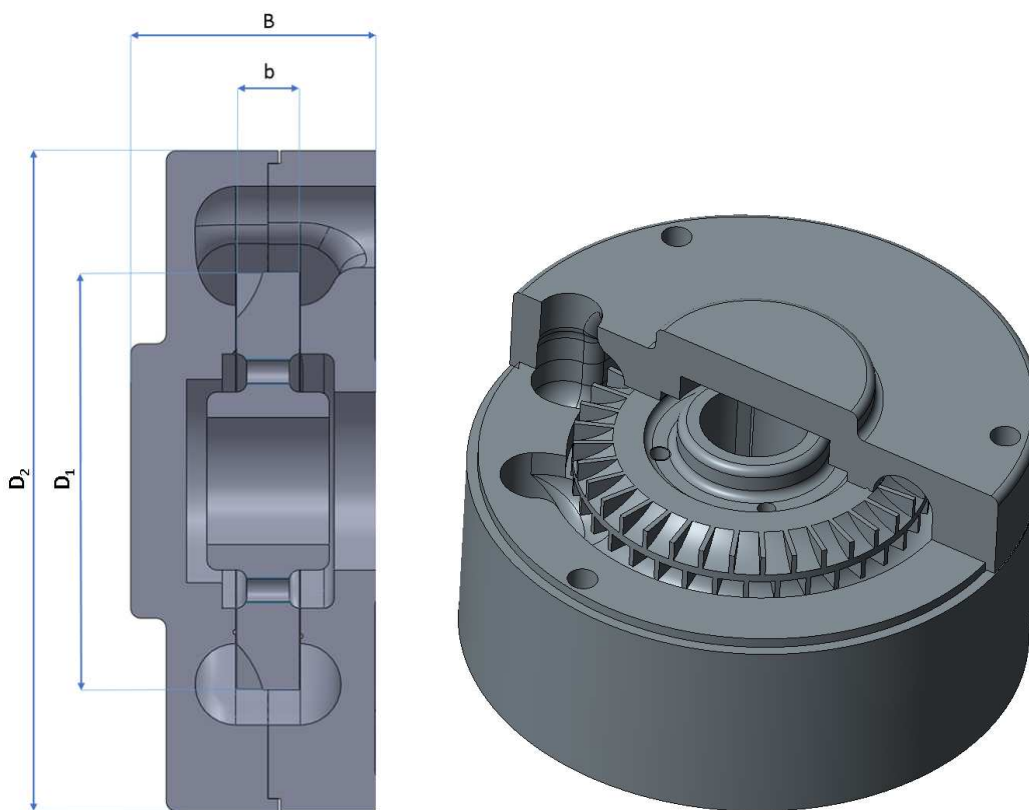
Jako výchozí čerpadla pro tuto diplomovou práci byla zvolena 2 čerpadla od firmy EMP Slavkov, a to konkrétně čerpadlo COV 43 a COV 23. Měření proběhlo v laboratoři OFI VK v Brně. Při měření čerpadel byla vyhodnocena $Y-Q$ charakteristika čerpadel a také $\eta-Q$ charakteristika. Příkon čerpadla byl měřen jako elektrický pomocí wattmetru. Také jsou vyhodnoceny a do výsledných charakteristik vyneseny jednotlivé určené nejistoty měření typu B, tj. nejistoty, které jsou dány nepřesnostmi měřících zařízení.

9.1. Měřená čerpadla

Pro měření z důvodu následného použití podobnostních zákonů byla použita 2 čerpadla stejné řady a různých rozměrů (COV 23, COV 43). Dá se předpokládat, že čerpadla si jsou hydraulicky podobná, což bude také ověřeno. Čerpadla mají radiální přímé lopatky, po obou stranách střídavě naproti sobě. Boční kanál je zaoblen a vstup i výstup z čerpadla je ve směru axiálním. Orientační rozměry daných čerpadel jsou uvedeny v Tabulce 3.

Tabulka 3: Hlavní rozměry čerpadel COV 43 a COV 23

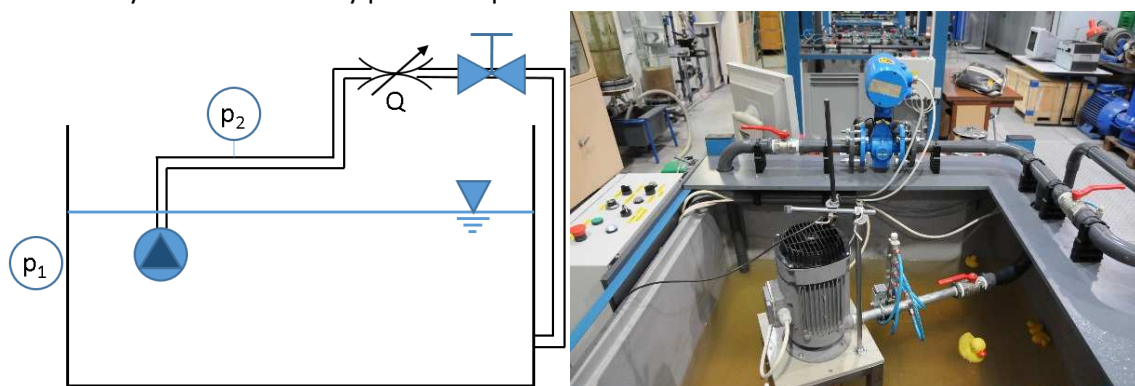
	D_1 [mm]	D_2 [mm]	b [mm]	B [mm]	z (počet lopatek)
COV 43	82,2	130	12,4	50	36
COV 23	66,3	95	10,8	37	36



Obrázek 64: Model čerpadla COV 43

9.2. Měřicí trať

Na následujícím obrázku je schematicky zobrazena měřicí trať, na které probíhalo měření vířivých čerpadel. Čerpadlo bylo ponořeno v nádrži a přes průtokoměr a regulační ventil čerpalo vodu zpět do této nádrže. Hned za čerpadlem byl umístěn odběr tlaku p_2 . Za zmínku stojí to, že nebyl měřen tlak před čerpadlem p_1 , respektive byl zanedbán a na místo toho byl měřen pouze tlak atmosferický. To bylo provedeno z důvodu volného ponoření čerpadla do nádrže ve velmi nízké hloubce, takže hydrostatický tlak by byl velmi malý. Tlakové ztráty na vstupu do čerpadla měřeny nijak nebyly a toto zanedbání nám tuto chybu snižuje. Také je ve výpočtech zanedbána kinetická energie na vstupu, kdy se předpokládá, že se jedná o čerpání z volné hladiny, tj. rychlost na vstupu je velmi malá. Pozice snímače p_2 je poměrně nízko nad hladinou i samotným čerpadlem a jeho polohová energie je taktéž zanedbána. Zároveň byl měřen elektrický příkon čerpadla.



Obrázek 65: Měřicí trať a její schéma

9.3. Měřené veličin

p_1	Atmosferický tlak	[kPa]
p_2	Tlak za výtlačným hrdlem čerpadla	[kPa]
Q	Průtok	[l/s]
P_{in}	Příkon elektromotoru čerpadla	[W]
n	Otáčky	[s ⁻¹]

9.4. Použitá měřicí technika

- Snímač příkonu P_{in} , wattmetrický modul třífázový, výrobce Metra Blansko, měřicí rozsah příkonu 3 464 W, přesnost měření příkonu: $\pm 0,5 \%$ z rozsahu, proudový výstup 0 – 20 mA
- Snímač tlaku p_1 , výrobce BD SENSORS s. r. o. Uh. Hradiště, měřicí rozsah 0 – 1000 kPa abs., přesnost $\pm 0,25 \%$, proudový výstup 0 – 20 mA
- Snímač tlaku p_2 , výrobce BD SENSORS s. r. o. Uh. Hradiště, měřicí rozsah 0 – 400 kPa abs., přesnost $\pm 0,25 \%$, proudový výstup 0 – 20 mA
- Snímač průtoku Q , souprava magneticko-indukčního průtokoměru ELA Brno, rozsah 7 l/s, přesnost $\pm 0,5 \%$ z měřené hodnoty pro $v \geq 1$ m/s, výstup 0 - 20 mA
- Snímač otáček n

9.5. Výpočetní vztahy

- Měrná energie

$$Y = \frac{(p_2 - p_1)}{\rho} + \frac{Q^2}{2 \cdot S_2^2} \quad (7)$$

- Účinnost

$$\eta = \frac{\rho \cdot Q \cdot Y}{P_{in}} \quad (8)$$

- Nejistota měrné energie

$$u_{BY} = \sqrt{\left(\frac{u_{Bp_2}}{\rho}\right)^2 + \left(\frac{u_{Bp_1}}{\rho}\right)^2 + \left(\frac{u_{BQ} \cdot Q}{S_2^2}\right)^2} \quad (9)$$

- Nejistota účinnosti

$$u_{B\eta} = \sqrt{\left(\frac{\rho \cdot Q}{P_{in}} \cdot u_{BY}\right)^2 + \left(\frac{\rho \cdot Y}{P_{in}} \cdot u_{BQ}\right)^2 + \left(\frac{\rho \cdot Q \cdot Y}{P_{in}^2} \cdot u_{BP_{in}}\right)^2} \quad (10)$$

- Hydraulická účinnost

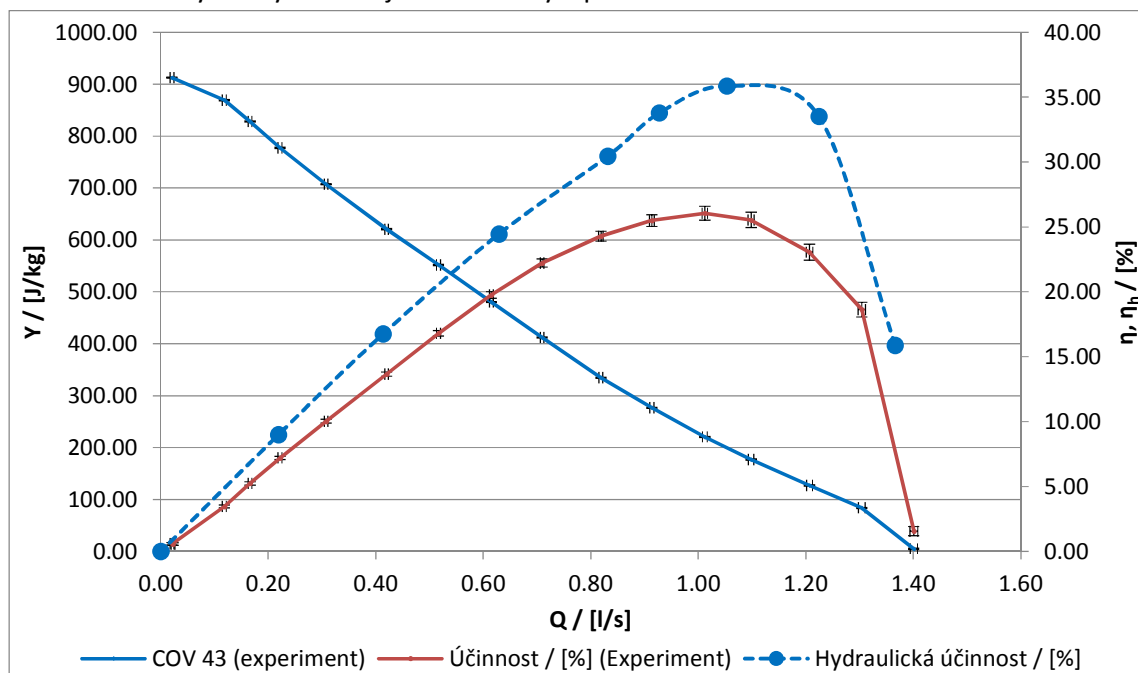
$$\eta_h = \frac{\rho \cdot Q \cdot Y}{M_k \cdot 2\pi n} \quad (11)$$

kde

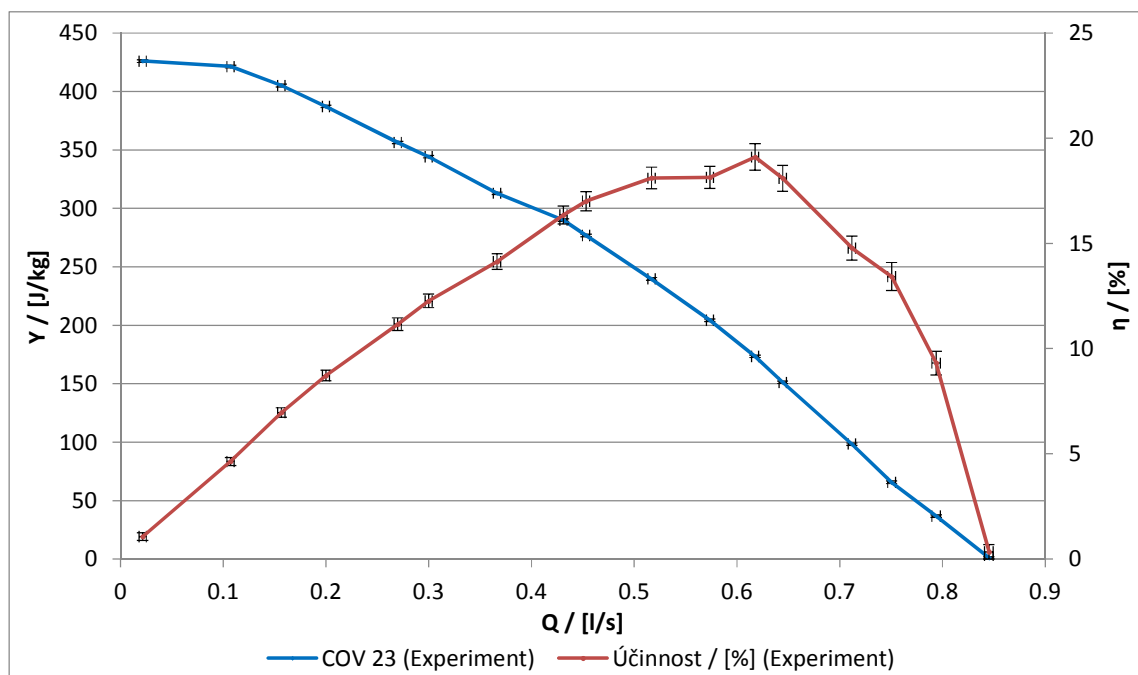
S_2	Průřez v místě odběru tlaku p_2	$[m^2]$
ρ	Hustota vody	$[kg \cdot m^{-3}]$
Y	Měrná energie čerpadla	$[J \cdot kg^{-1}]$
η	Účinnost čerpadla (vztažená k elektrickému příkonu)	$[-]$
M_k	Krouticí moment (na hřídeli)	$[N \cdot m]$
u_{BX}	Nejistota typu B veličiny X	$[dle X]$

9.6. Výsledky měření

Na následujících grafech jsou zobrazeny charakteristiky čerpadel COV 43 a COV 23 přepočtené na konstantní otáčky $2900/min$. V grafech je vyznačena i vypočtená nejistota měření typu B. V grafu pro čerpadlo COV 43 je zobrazena i účinnost hydraulická, která ovšem měřena nebyla. Byla určena nepřímo z charakteristiky motoru, která byla poskytnuta firmou EMP Slavkov. Výsledky měření jsou umístěny v příloze.



Obrázek 66: Charakteristika čerpadla COV 43



Obrázek 67: Charakteristika čerpadla COV 23

10. PODOBNOST A BUCKINGHAMŮV Π TEORÉM [62]

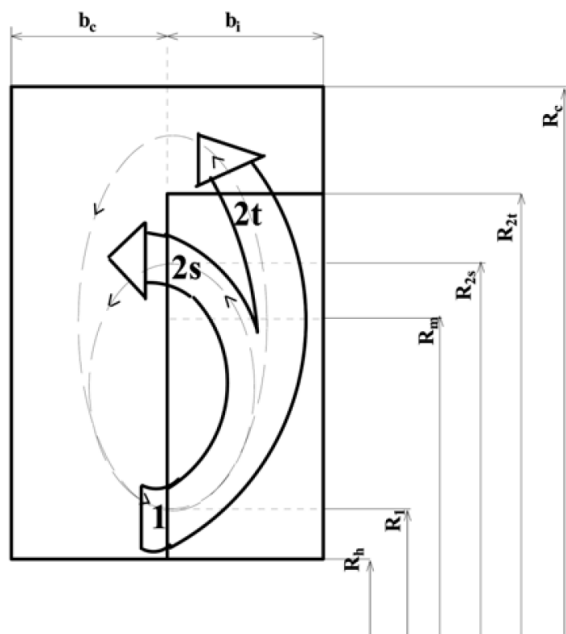
Sledování podobností v mechanice tekutin je velmi silný nástroj pro modelování a popis různých jevů. Na základě podobností je možné následně predikovat chování rozličných úkazů pro změněné parametry. Tohoto se využívá v tzv. rozměrové analýze, kdy pro daný jev jsou vybrány důležité vstupující parametry – proměnné (označeny n , obvyklý počet proměnných 4 nebo 5). Jednotky těchto proměnných se skládají ze základních jednotek SI a právě počet základních jednotek obsažených v proměnných (k) je menší nebo roven počtu proměnných (n). Buckinghamův teorém potom říká, že potom existuje $n-k$ bezrozměrných čísel Π , které popisují daný jev.

Na základě rozměrové analýzy a Buckinghamova teorému je následně možno určit bezrozměrná čísla popisující problém. Tato bezrozměrná čísla se dají následně pomocí experimentu (na modelu) číselně vyhodnotit a potom je možné vyřešit celý problém, který by byl za normálních okolností velmi složitě uchopitelný nebo výpočetně časově náročný.

Je ovšem nutné dodat, že úplnou podobnost není možné nikdy dodržet a je tedy nutné vždy pracovat se vstupními zanedbáními a podobnostmi, které dodrženy nejsou. Příkladem tohoto bývá v hydrodynamice často nedodržení Reynoldsova čísla pro model a dílo, což může v případě různých režimů proudění na modelu a díle (laminární a turbulentní proudění) znamenat značné problémy a následně chybné výsledky.

10.1. Podobnost vířivých čerpadel [63]

V případě rotačních strojů bývá taktéž využíváno bezrozměrných čísel pro zobrazení $Y-Q$ charakteristiky. Průtok Q je přepočítán na průtokové číslo φ a dopravní výška H (resp. měrná energie Y) na tlakové číslo ψ . Konkrétní vztahy pro vířivá čerpadla jsou následující:



Obrázek 68: Popis rozměrů lopatky [63]

$$R_m = \sqrt{\frac{(R_{2t}^2 - R_h^2)}{2}} \quad (12)$$

$$\varphi = \frac{Q}{R_m \cdot A_c \cdot 2\pi n} \quad (13)$$

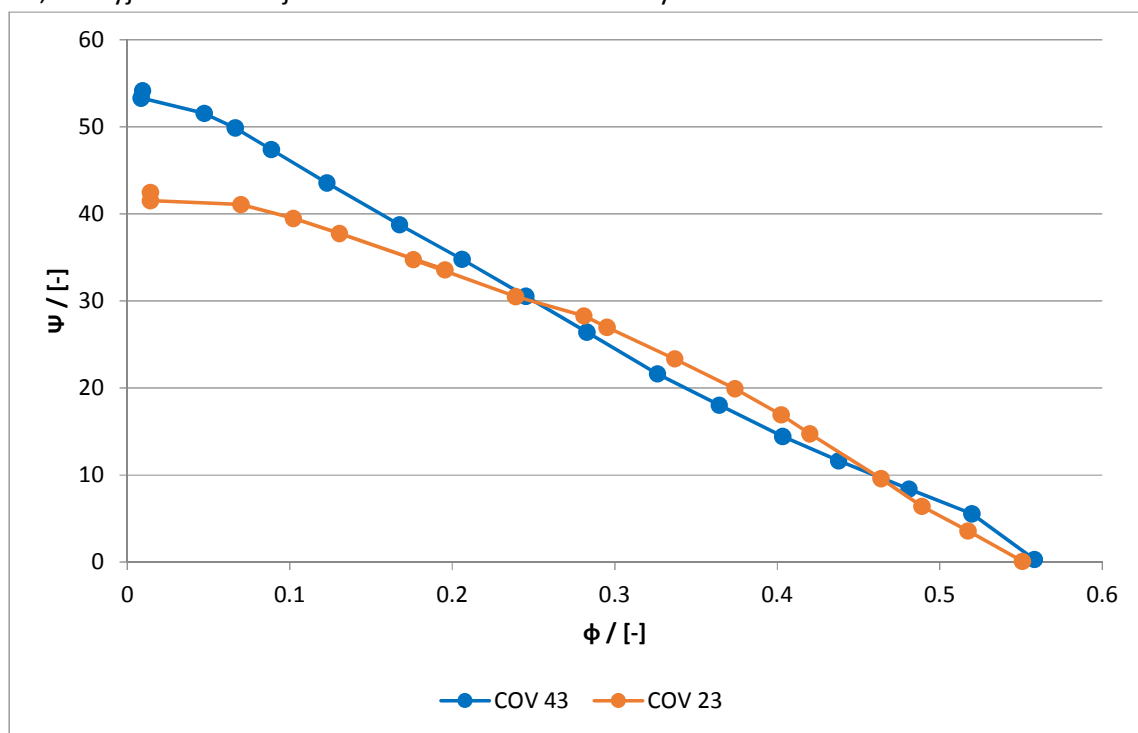
$$\psi = \frac{gH}{n^2 (2R_c)^2} \quad (14)$$

kde

φ	Průtokové číslo	[–]
ψ	Tlakové číslo	[–]
R_m	Střední poloměr	[m]
R_{2t}	Poloměr čela oběžného kola	[m]
R_h	Poloměr paty kola	[m]
R_c	Poloměr bočního kanálu	[m]
A_c	Průtočný průřez kanálu	[m ²]

10.2. Bezrozměrné charakteristiky čerpadel COV 43 a COV 23

Pokud jsou aplikovány vztahy (12) – (14) na výsledky měření čerpadel COV 43 a COV 23, tak vyjdou následující bezrozměrné charakteristiky.



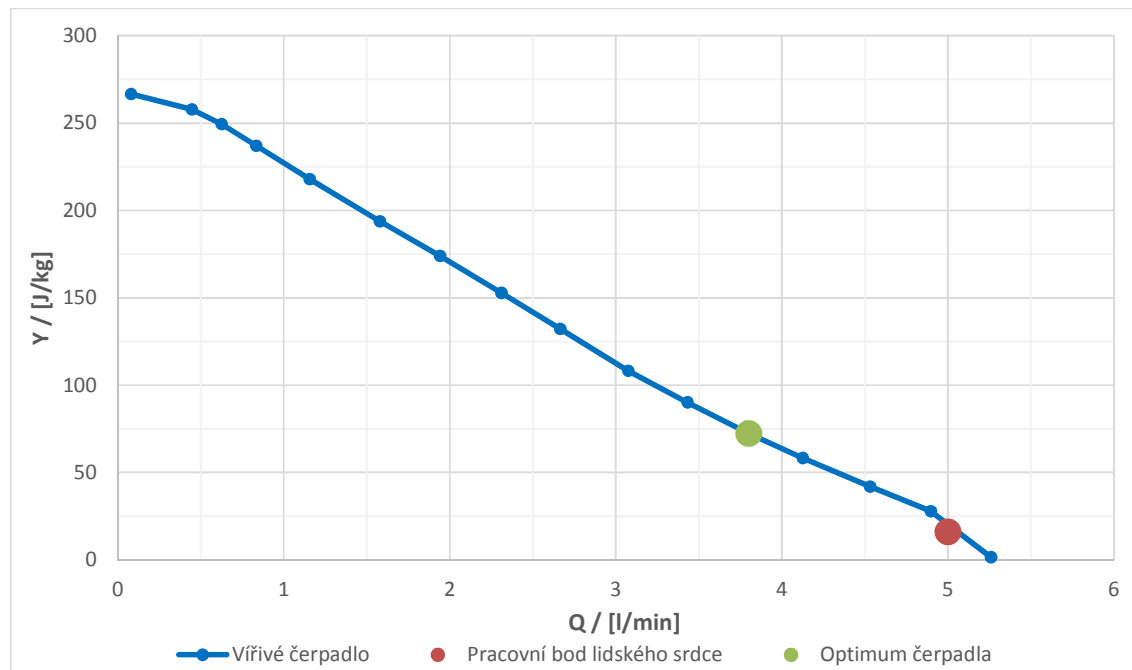
Obrázek 69: Bezrozměrné charakteristiky čerpadel COV 43 a COV 23

Z uvedeného grafu je zřetelné, že v návrhové oblasti obou čerpadel (tj. oblast s nejvyšší účinností $\varphi \approx 0,4$) se charakteristiky čerpadel po přepočtení do bezrozměrných veličin poměrně shodují, což potvrzuje teorii. V oblasti nižších průtoků se charakteristiky již mírně rozcházejí. To je dáno hlavně tím, že čerpadla v této oblasti pracují již daleko od optima. V převážné části se ovšem charakteristiky shodují, a to potvrzuje, že čerpadla si jsou podobná, a také že výše uvedené podobnostní vztahy jsou platné.

10.3. Zobrazení pracovního bodu srdce v charakteristice vířivého čerpadla

Jelikož byla potvrzena platnost podobnostních zákonů, je možné následně bezrozměrné charakteristiky přepočítat pomocí výše zmíněných podobnostních vztahů na jiné rozměry. Jako referenční čerpadlo je vybráno čerpadlo COV 43. Střední pracovní bod lidského srdce může být definován jako $Q = 5 \text{ l/min}$ a $\Delta p = 16 \text{ kPa}$.

Pokud bychom čerpadlo COV 43 zmenšili v měřítku $3x$ (tj. velikost čerpadla by byla v průměru přibližně 40 mm) a zvýšili jeho otáčky na 4900 min^{-1} , získali bychom následující charakteristiku:



Obrázek 70: Zobrazení pracovního bodu srdce v charakteristice upraveného čerpadla COV 43

V grafu je červeným bodem vyznačen pracovní bod srdce a zeleným bodem optimum čerpadla. Je zřetelné, že by v tomto případě pracovalo čerpadlo daleko od svého optima a proto je nutné provést modifikaci čerpadla, aby charakteristika nebyla příliš strmá. Nabízí se hned několik možností:

- Zvětšení průřezu bočního kanálu a tím docílení vyšších průtoků. O vlivu tohoto parametru pojednává Gabi v [68]
- Řazení statorového oběžného kola [69]
- Změna velikosti a tloušťky lopatek
- Změna úhlů lopatek, viz předchozí kapitoly

V rámci diplomové práce je provedena poslední zmíněná modifikace, a to změna úhlů lopatky tak, aby se sklon charakteristiky čerpadla COV 43 zmírnil a bylo tak dosaženo posunu pracovního bodu srdce blíže k optimu. Verifikace modifikace změny oběžného kola je provedena pomocí CFD výpočtu v následujících kapitolách.

11. CFD SIMULACE COV 43

Dalším cílem práce je provést CFD analýzu daného čerpadla. Protože již byla potvrzena podobnost měřených čerpadel, jako referenční čerpadlo bylo vybráno čerpadlo COV 43. Nejprve byla provedena CFD analýza stacionární, pomocí metody Frozen Rotor (resp. Multiple reference frame) a následně i transientní analýza (Moving mesh). Výpočet probíhal v programu ANSYS CFX a ANSYS Fluent. V případě druhého zmíněného programu ovšem nebyla dosažena dostatečná konvergence a ustálení výsledků na konečné hodnotě. Z toho důvodu jsou výsledky uvedené v této práci z programu ANSYS CFX.

Veškeré simulace byly řešeny metodou RANS s modelem turbulence $k - \varepsilon$. Jelikož software ANSYS CFX používá sdružený řešič (coupled solver) a řešené rovnice se nacházejí v jediné matici, tak není nutné použít metody pro sdružení tlaku a rychlostí (pressure velocity coupling method). Tyto metody je nutno použít v programech, které používají oddělený řešič (segregated solver), například ANSYS Fluent, kde je nejběžněji užívaná metoda SIMPLE. Tento fakt má za následek, že řešení v programu ANSYS CFX běží pomaleji kvůli řešení větších matic. Konvergence by ovšem měla být rychlejší oproti programu ANSYS Fluent, který obecně počítá rychleji. [13]

Tekutina při simulaci byla uvažována jako nestlačitelná a při výpočtu pro srovnání s experimentem byla použita voda. Přestup tepla při výpočtu uvažován nebyl, a tedy energetická rovnice řešena nebyla.

11.1. Model čerpadla

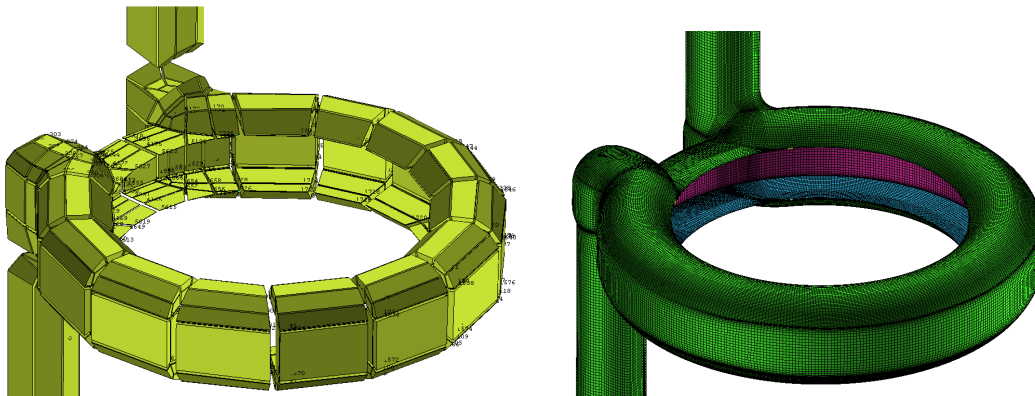
Výkresy čerpadla byly poskytnuty firmou EMP Slavkov. Samotný model byl vytvořen pomocí softwaru PTC Creo 3. Model byl rozdělen na 2 části, na boční kanál se vstupní a výstupní částí čerpadla a na oběžné kolo. Boční kanál byl vymodelován včetně čelní i boční spáry v oblasti oddělovače, aby pro celé oběžné kolo existovala odpovídající druhá strana rozhraní (interface). Před a za čerpadlo bylo vloženo ukladňovací potrubí o délce $10 \cdot D$.

11.2. Výpočetní síť

Proudění v čerpadle je značně vířivé, což vyžaduje poměrně hustou síť. To ovšem na druhou stranu úměrně zvyšuje výpočetní čas. Z důvodu průběžného zvyšování tlaku po obvodu čerpadla nemůže být použita periodická okrajová podmínka pro výpočet vířivého čerpadla, a tedy síť nemůže být počítána pouze pro výsek oběžného kola nebo bočního kanálu. Dalším úskalím při tvorbě sítě jsou spáry, kde se hlavně v případě nižších průtoků více uplatňují ztráty, které ovlivňují charakteristiku čerpadla.

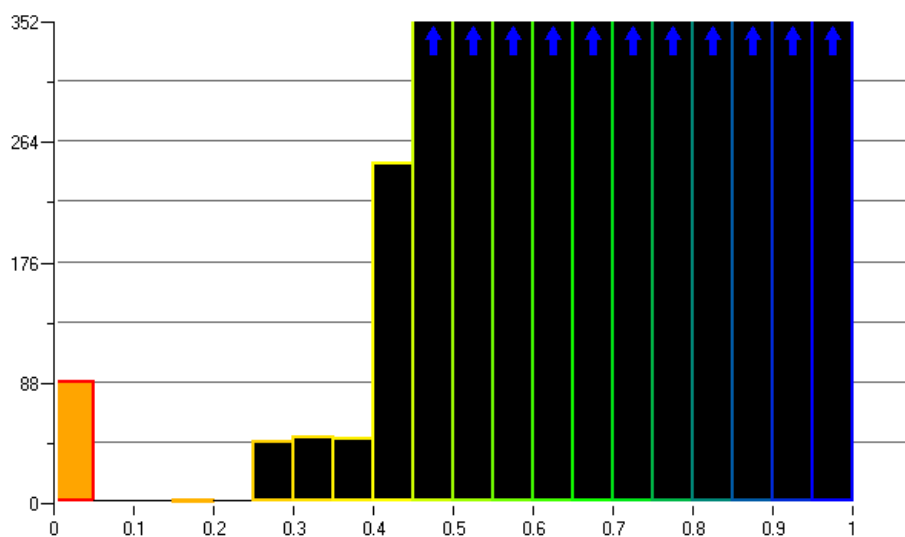
Výpočetní síť čerpadla byla vytvořena výhradně z hexa-prvků. Dekompozice byla provedena pomocí programu ICEM CFD. Pro vytvoření sítě následně byla globálně měněna velikost buněk a potom jednoduše vytvořena příslušná síť. Síť byla vytvořena s ohledem na stěnové funkce, tak aby hodnota y^+ dosahovala hodnot $30 \div 300$.

Na následujícím obrázku je zobrazena dekompozice modelu na bloky, na kterých mohla být následně vytvořena hexa-síť. Ta je zobrazena na vedlejším obrázku.



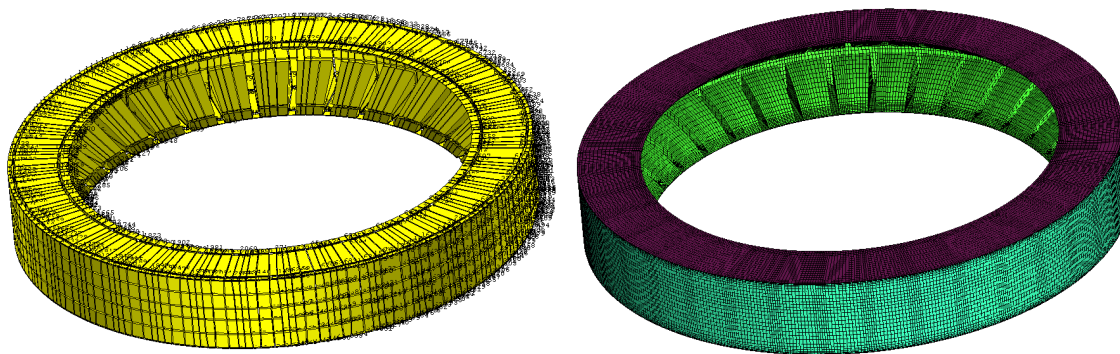
Obrázek 71: Dekompozice a výpočetní síť bočního kanálu, vstupu a výstupu čerpadla

Kvalita výše vyobrazené sítě je zobrazena na obrázku níže. Konkrétně jsou zde zobrazeny počty buněk dle kritéria *Quality*. Hodnoty jsou dle doporučení drženy nad hodnotou 0,2. Výjimku tvoří malé množství buněk, které se nacházejí v krajní části oddělovače ve spáře. Ta ovšem byla vytvořena jen z důvodu existence rozhraní Rotor–Stator a výsledky při výpočtu v blízkosti optima neovlivňuje.



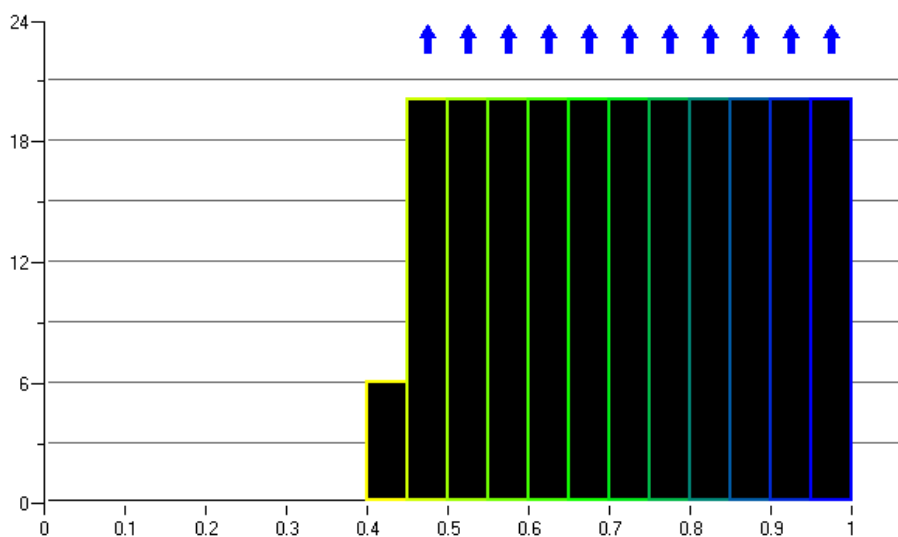
Obrázek 72: Kvalita sítě bočního kanálu

Na obrázku 73 je zobrazena dekompozice oběžného kola a následně i výpočetní síť. Dekompozice byla vytvořena pouze pro jeden segment kola a následně orotována i s geometrií kolem osy rotace, tak aby vznikla kompletní síť. Rotace celé blokové struktury má tu výhodu, že při tvorbě sítě nevzniká problém s přesahujícími buňkami.



Obrázek 73: Dekompozice a výpočetní síť oběžného kola čerpadla

Na obrázku níže je vyobrazena kvalita vytvořené výpočetní sítě. Použité kritérium je *Quality*. Veškeré prvky výpočetní sítě mají vyšší kvalitu než doporučená hodnota 0,2.

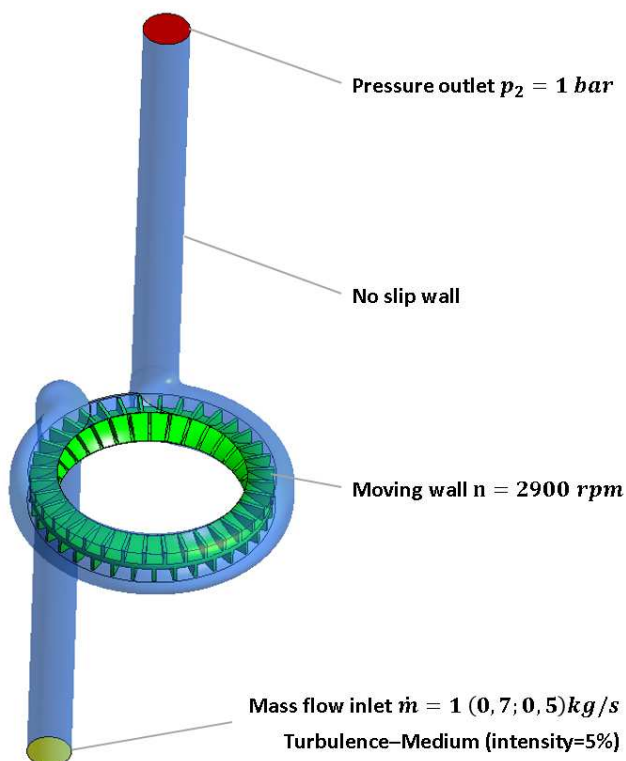


Obrázek 74: Kvalita sítě oběžného kola

11.3. Okrajové podmínky

Nastavení okrajových podmínek pro CFD výpočet je znázorněno na obrázku 75. Na vstupu do výpočetní domény je umístěna okrajová podmínka hmotnostního průtoku (Mass flow inlet). Charakteristika čerpadla byla počítána pro 3 různé pracovní body, proto byla hodnota hmotnostního průtoku na vstupu měněna mezi hodnotami 1; 0,7 a 0,5 kg/s.

Na výstupu z domény je umístěna tlaková okrajová podmínka (pressure outlet). Hodnota tlaku na výstupu byla 1 bar. Modrou barvou je znázorněna podmínka ulpívání na zdi (wall) a zelenou barvou okrajová podmínka pohyblivé zdi (moving wall). Výpočet probíhal pro konstantní otáčky $n = 2900 \text{ 1/min}$.



Obrázek 75: Okrajové podmínky

Jak již bylo naznačeno, výpočetní model se skládá ze dvou částí, statorového bočního kanálu s částí potrubí na vstupu a výstupu a oběžného kola. Mezi těmito doménami se nacházejí 3 rozhraní (interface). V případě stacionárního výpočtu byla na toto rozhraní aplikována okrajová podmínka MRF (Multiple reference frame, resp. Frozen rotor), v případě transientního výpočtu okrajová podmínka Transient Rotor–Stator interface.

11.4. Stacionární výpočet

Stacionární výpočet hydraulických strojů je často využívaná metoda z důvodu časové výhodnosti. Tato možnost výpočtu obvykle vede k poměrně dobrým výsledkům, pokud nejsou počítány pracovní body čerpadla, které se nacházejí v blízkosti závěrného bodu, případně body s velkými průtoky.

Pro stacionární výpočet bývají použity 2 různé metody, a to *Frozen Rotor* nebo metoda *Stage*. V případě metody *Frozen Rotor* (v ANSYS Fluent označováno jako MRF–Multiple Reference Frame) je rotace zanesena do řešení pomocí okrajových podmínek. Doména bývá rozdělena na rotující a stacionární část a v každé této doméně jsou definovány relativní nebo absolutní rychlosti zdí. Nevýhodou této metody je výpočet pouze pro jedno nastavení lopatek a také nezachycení interakce Rotor–Stator. Metoda *Stage* (v ANSYS Fluent označeno jako *Mixing plane*) funguje na obdobném principu jako metoda *Frozen Rotor*. Rozdílem je obvykle po každých 10 iteracích obvodové středování hodnot na rozhraní Rotor–Stator. Tímto by se měl eliminovat vliv natočení lopatek na výsledek. Nevýhodou je obdobně jako u předchozí metody nezachycení interakce Rotor–Stator. Pro výpočet vířivého čerpadla je navíc tato metoda velmi nevhodná, protože charakter proudění v čerpadle funguje právě na základě interakce rotoru a statoru, která je průměrováním hodnot potlačena.

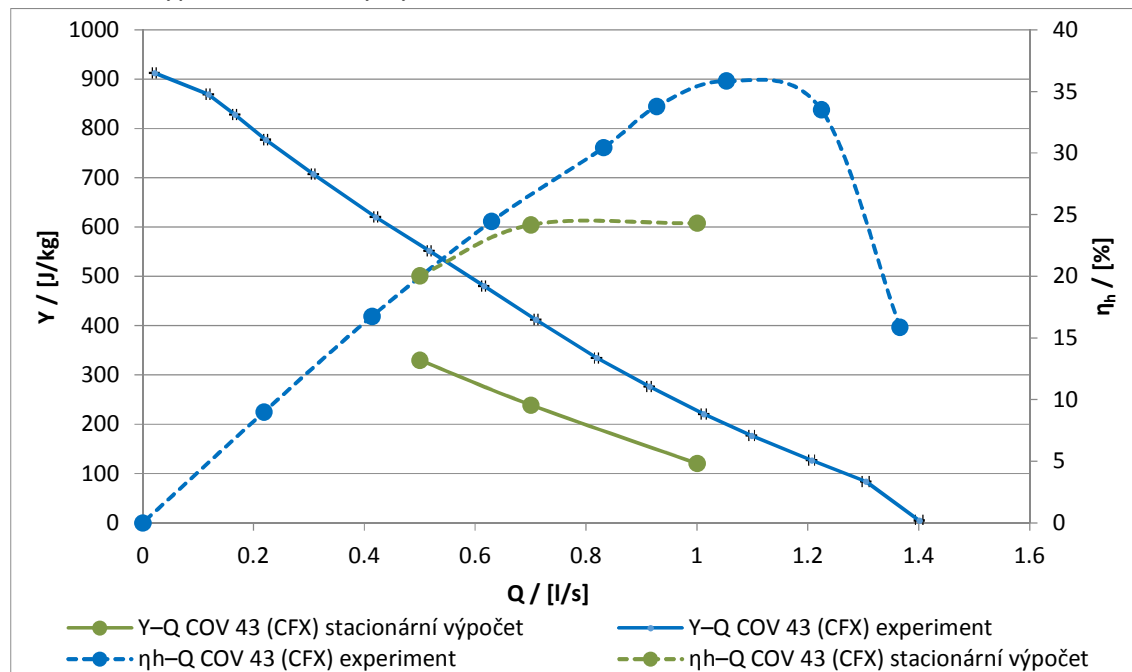
Dle mnoha článků [71], [72], [73] a [74] je možné pro výpočet vířivého čerpadla použít právě stacionární výpočet pomocí metody MRF (respektive *Frozen Rotor*). Vhodný model turbulence je $k - \varepsilon$ a použití *Enhanced wall function* nebo *Non – equilibrium wall function*. Hustota sítě je taková, aby hodnoty y^+ dosahovaly hodnot 30 – 300.

Na základě výše zmíněných referencí proběhl stacionární výpočet vířivého čerpadla. Výpočet proběhl v programu ANSYS CFX metodou *Frozen rotor*. Model turbulence byl zvolen $k - \varepsilon$ a stěnová funkce byla použita *Scalable wall functions*. Schémata advekce (advection scheme) a turbulence byla řešena pro vysoké rozlišení (high resolution) a časové měřítko bylo nastaveno jako fyzické (physical timescale) s hodnotou $\Delta t = \frac{1}{\omega} = 0,0033$ s.

Stacionární výpočet proběhl také v programu Ansys Fluent. Obdobně jako v případě použití programu ANSYS CFX byl výpočet řešen metodou MRF. Model turbulence byl nastaven $k - \varepsilon$ a poté i s ohledem na velmi vířivé proudění model *RSM*. Stěnová funkce byla použita *Non – equilibrium wall function* a také *Enhanced wall function*, stejně jako [71]. Rovnice byly vyřešeny pro 2. řády přesnosti a hybnostní rovnice pro přesnost QUICK. Pro žádnou z těchto kombinací ovšem nebylo dosaženo dostatečné konvergence, proto ve výsledcích jsou uvedeny pouze výsledky z programu ANSYS CFX, který dosahuje obvykle vyšší stability výpočtu.

11.5. Výsledky stacionárního výpočtu

Na následujícím obrázku jsou zobrazeny výsledky stacionárního CFD výpočtu a provedeného experimentu. Křivky jsou uvedeny pro konstantní otáčky 2900 min^{-1} . Počet buněk celé výpočetní domény byl 1 190 422.



Obrázek 76: Zobrazení charakteristiky čerpadla získané stacionární CFD analýzou a experimentálně změřenou

Z výše uvedeného grafu vyplývá, že vypočítané hodnoty pomocí CFD analýzy se od naměřených poměrně značně liší (chyba pro daný průtok je více než 40 %). Hodnoty účinnosti se v návrhovém bodě liší téměř o 10 %. Pro nižší průtoky se účinnost více blíží realitě, měrná energie ovšem ne. Změny stěnových funkcí nebo modelů turbulence pro případ stacionárního výpočtu nevedly k výraznému vylepšení vypočtených hodnot. Z tohoto důvodu bylo přistoupeno k výpočtu transientním, kdy se oběžné kolo čerpadla ve skutečnosti otáčí.

11.6. Nestacionární výpočet

Pro nestacionární výpočet se používá metoda výpočtu *Transient Rotor – stator* (respektive v ANSYS Fluent *Moving Mesh*). V tomto případě se síť rotoru ve skutečnosti otáčí a pro každou novou polohu rotoru probíhá výpočet. Pokud probíhá transientní analýza čerpadla, tak je zachycena i interakce mezi rotorem a statorem a všechny dynamické vlivy, které při proudění kapaliny v čerpadle nastávají.

Podle [56] a [70] se v případě vířivých čerpadel ukazuje velmi velká závislost výsledku na výpočetním nastavení rotoru, která je zapříčiněna interakcí mezi lopatkami, bočním kanálem a oddělovačem. Takto vzniklé tlakové pulzace se následně ve výsledcích CFD projevují fluktuacemi vypočtených hodnot. Ty lze ale dostatečně popsat pouze při výpočtu nestacionárním. V případě stacionárního výpočtu dává smysl pouze výpočet pro mnoho nastavení oběžného kola a následné zprůměrování. To ovšem nezaručuje správnost výsledku. Proto stacionární výpočet by měl sloužit výhradně jako předpočítání vstupních hodnot pro výpočet nestacionární. V případě stacionárního výpočtu bylo dosaženo nejlepší konvergence pro body za optimálním bodem (tj. pro přetížení čerpadla).

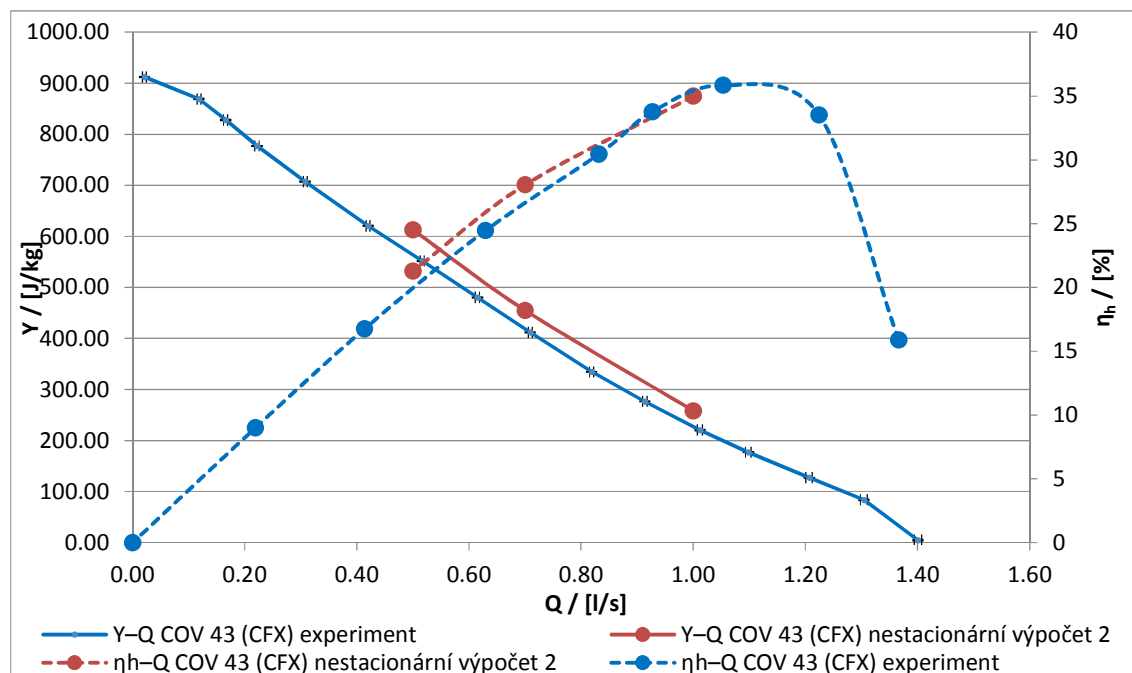
Výpočet transientní metodou proběhl v programu ANSYS CFX. Obecně by se měl použít časový krok tak velký, aby při jednom pootočení se rotor otočil o 1° . Toto doporučení platí pro ANSYS Fluent, kde je nutné, aby bylo při pootočení dosaženo také přesného přiléhání odpovídajících si buněk (tj. konformní rozhraní). Software ANSYS CFX toto nevyžaduje, protože využívá rozhraní GGI (General Grid Interface). Při použití tohoto rozhraní nemusí sobě přiléhající buňky přesně sobě odpovídat (tj. rozhraní může být nekonformní), doporučení ovšem je, aby měly alespoň přibližně podobnou velikost buněk.

Pokud je hodnota časového kroku nastavena tak, aby se při změně jedné polohy pootočil rotor o 1° , tak by měla být zajištěna numerická stabilita výpočtu. S ohledem na přesnost výpočtu ovšem toto kritérium již tak přesné být nemusí a je vhodné provést citlivostní analýzu volby časového kroku. V případě CFD je nutné ovšem dbát na Courantovu podmínku, která udává, jak rychle se jedna částice během jednoho časového kroku pohne ve výpočetní síti. [56]

Hodnota časového kroku byla tedy nastavena tak, aby pro každou lopatku bylo vypočteno 20 poloh, tj. při počtu 36 lopatek jedno pootočení znamená $0,5^\circ$. Každá poloha byla dále počítána 10 iteracemi. Hodnota časového kroku dosáhla tedy $\Delta t = \frac{T}{36 \cdot 20} = 2,87 \cdot 10^{-5} \text{ s}$. Model turbulence byl použit $k - \varepsilon$ a stěnová funkce byla zvolena *Scalable wall functions*. Schémata advekce (advection scheme) a turbulence byla obdobně jako při stacionárním výpočtu řešena pro vysoké rozlišení (high resolution). Počáteční podmínka výpočtu byla použita ze stacionárního výpočtu. Potřebný počet otáček celého oběžného kola, než se projevila periodicitu výstupních hodnot, byl minimálně 6. V některých případech byl tento počet ovšem ještě vyšší.

11.7. Výsledky nestacionárního výpočtu

Na obrázku 77 jsou vyobrazeny výsledky transientní simulace v porovnání s naměřeným experimentem. Křivky jsou uvedeny pro konstantní otáčky 2900 min^{-1} . Výpočetní síť zobrazených výsledků činila 2 357 446 buněk. Nezávislost sítě bude probrána v další kapitole.



Obrázek 77: Zobrazení charakteristiky čerpadla získané nestacionární CFD analýzou a experimentálně změřenou

Výsledky nestacionární CFD analýzy oproti stacionární analýze se mnohem více blíží experimentálně naměřeným výsledkům. Pro všechny 3 počítané body se křivky účinnosti s malou odchylkou překrývají a charakteristiky čerpadel mají při daném průtoku odchylku asi 40 J/kg . Výsledky potvrzují, že transientní CFD analýza pro vířivá čerpadla je mnohem více vhodná.

Podle [65] by vedlo vyřešení mezní vrstvy a následné použití modelu $k - \omega$ nebo SST ještě k lepším a přesnějším výsledkům. Ovšem s ohledem na velké zvýšení počtu buněk a tím úměrně zvýšený výpočetní čas nebyla tato verze v rámci této diplomové práce provedena.

11.8. Analýza proudění v čerpadle

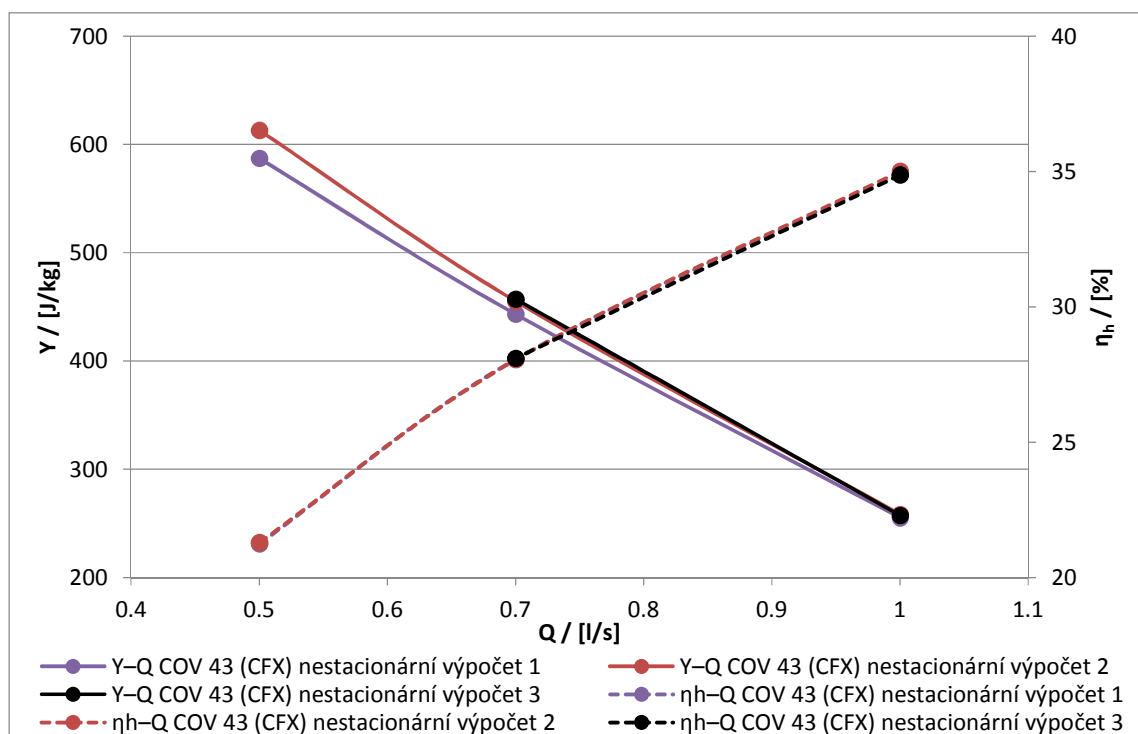
V následujících kapitolách bude provedena podrobnější analýza proudění ve vířivém čerpadle. Konkrétně bude blíže zkoumána závislost výpočtu na jemnost sítě, časový průběh tlaku čerpadla, rychlostí na lopatkách a vírové struktury, které ve vířivém čerpadle vznikají.

11.8.1. Nezávislost sítě

Transientní výpočet čerpadla COV 43 proběhl na 3 různě jemných sítích tak, aby byla zjištěna nezávislost sítě. V případě nejjemnější sítě (sít 3) z časových důvodů byly spočítány pouze 2 body. Pro ostatní 2 sítě (sít 1 a 2) byly spočítány 2 pracovní body.

Tabulka 4: Výpočetní sítě a počty buněk

Výpočetní sít	Počet buněk	$Y / \left[\frac{J}{kg} \right]$ pro $Q = 1; 0,7; 0,5 \text{ l/s}$	$\eta_h / [\%]$ pro $Q = 1; 0,7; 0,5 \text{ l/s}$
1	951 625	255,4 443,2 587,1	34,9 28,1 21,2
2	2 357 446	258,4 455,2 613,1	35,0 28,1 21,3
3	4 230 028	257,4 457,2 –	34,9 28,1 –

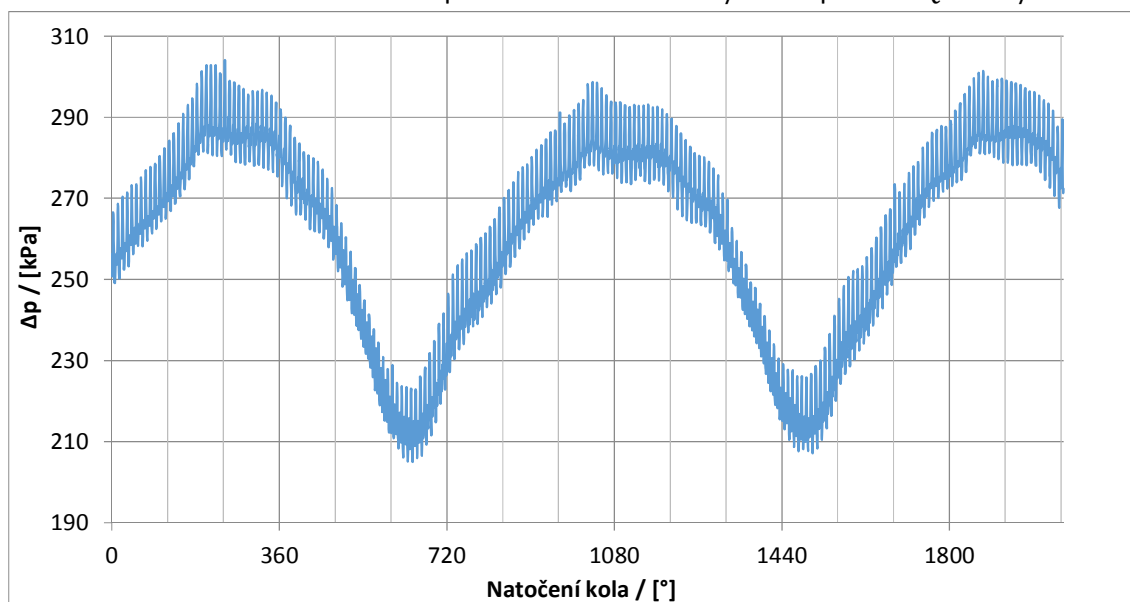


Obrázek 78: Vypočtená charakteristika čerpadla COV 43 a nezávislost sítě

Z obrázku 78 a z dat zobrazených v tabulce 4 vyplývá, že bylo pro sít 2 dosaženo nezávislosti sítě. Nesmí být ale opomenuto, že spára v oddělovači nebyla vyplněna dostatečným počtem buněk, a tedy proudění spárou může do jisté míry výsledky ovlivňovat. Ovšem s dostatečnou přesností mohou být i výsledky dosažené pomocí sítě 1 považovány za dostatečné. Kvůli zkrácení výpočetního času bude tato sít použita pro další výpočet.

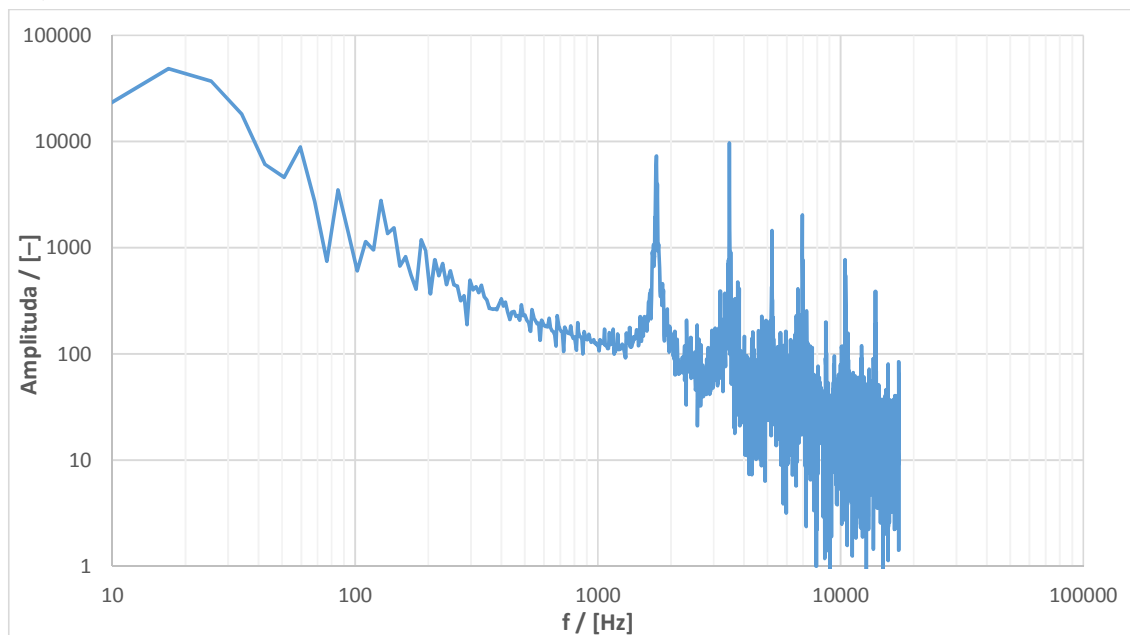
11.8.2. Časový průběh rozdílu tlaku čerpadla

Obrázek 79 zobrazuje časový průběh rozdílu tlaku mezi vstupem a výstupem z čerpadla v závislosti natočení oběžného kola při otáčkách $n = 2900/min$ a průtoku $Q = 1 l/s$.



Obrázek 79: Závislost tlaku čerpadla na natočení oběžného kola, respektive časová závislost

Lze vidět, že hodnota vytvořeného tlaku není konstantní, ale vykazuje periodický charakter. Pro průtok $Q = 1 l/s$ vykazovalo čerpadlo největší charakter kolísání vytvořeného tlaku. Pro nižší průtoky se velikost kolísání snižuje. Pro rozpoznání jednotlivých frekvencí je vhodné použít FFT (Rychlou Fourierovu transformaci). Otáčková frekvence čerpadla činí $48,33 Hz$.

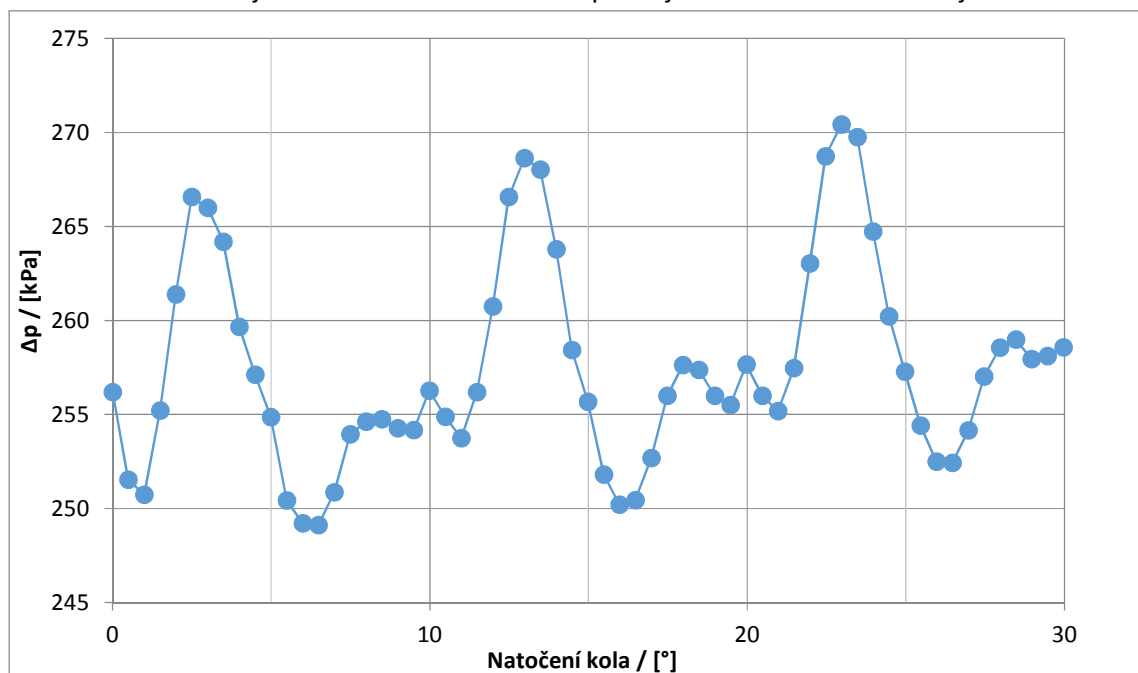


Obrázek 80: Rychlá Fourierova transformace aplikovaná na výše uvedený průběh tlaku čerpadla

Z rychlé Fourierovy transformace se jeví jako nejvíce dominantní frekvence:

- $\approx 20 \text{ Hz}$ – Nízká frekvence kolísání tlaku čerpadla, která je více než 2x nižší než je otáčková frekvence
- 1740 Hz – Lopatková frekvence, odpovídá 36x násobek otáčkové frekvence
- $k \cdot 1740 \text{ Hz}$ – k -násobek lopatkové frekvence, kde k je přirozené číslo

Nízká dominantní frekvence souvisí s vírovou strukturou vznikající periodicky v čerpadle a s nestabilním charakterem proudění v čerpadle. Tyto vírové struktury budou dále více rozebírány. Otáčková frekvence a její násobky se dají v případě lopatkových strojů očekávat. Podrobnější časová závislost tlaku čerpadla je zobrazena na následujícím obrázku.



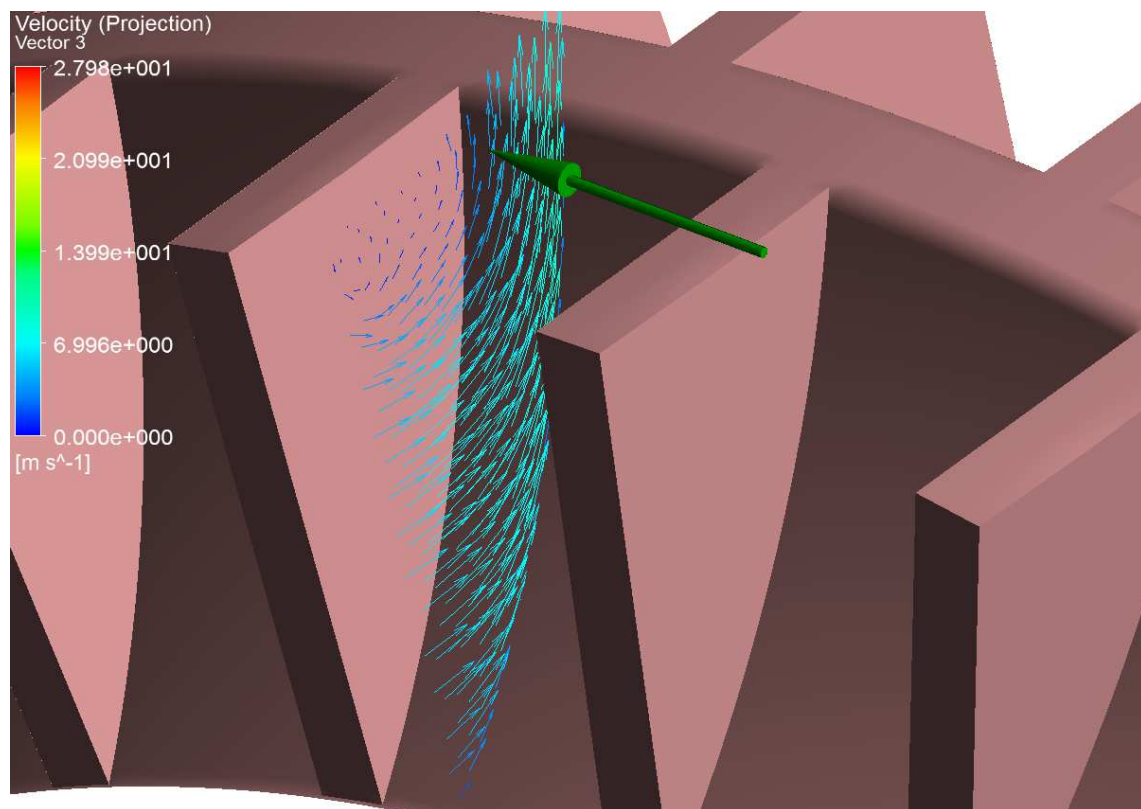
Obrázek 81: Podrobnější závislost tlaku čerpadla na natočení kola

Na obrázku 79 jsou zobrazeny také jednotlivé body, pro které byla provedena CFD analýza. Vzorkovací frekvence závisí na velikosti časového kroku, se kterým byla CFD analýza počítána. Vliv velikosti časového kroku na výpočet byl zkoumán v [56]. Jemnější časový krok vede k podrobnějšímu a přesnějšímu popisu daného čerpadla. Z obrázku 79 se s ohledem na [56] jeví, že použitý časový krok byl pro zjištění proudění v čerpadle dostatečný. Pokud je ovšem prováděna CFD analýza pouze za účelem zjištění $Y - Q$ a $\eta - Q$ charakteristik, tak stojí za zvážení, zdali není možné použít i více hrubý časový krok, který by měl za následek nižší výpočetní čas.

11.8.3. Rychlosti na lopatkách

V této podkapitole bude podrobněji popsáno proudění na lopatkách oběžného kola vířivého čerpadla. Data jsou zobrazena pro průtok $Q = 1 \text{ l/s}$, otáčky $n = 2900/\text{min}$, síť 2 a popisována je lopatka, která se nachází v polovině cesty od vstupu k výstupu z čerpadla.

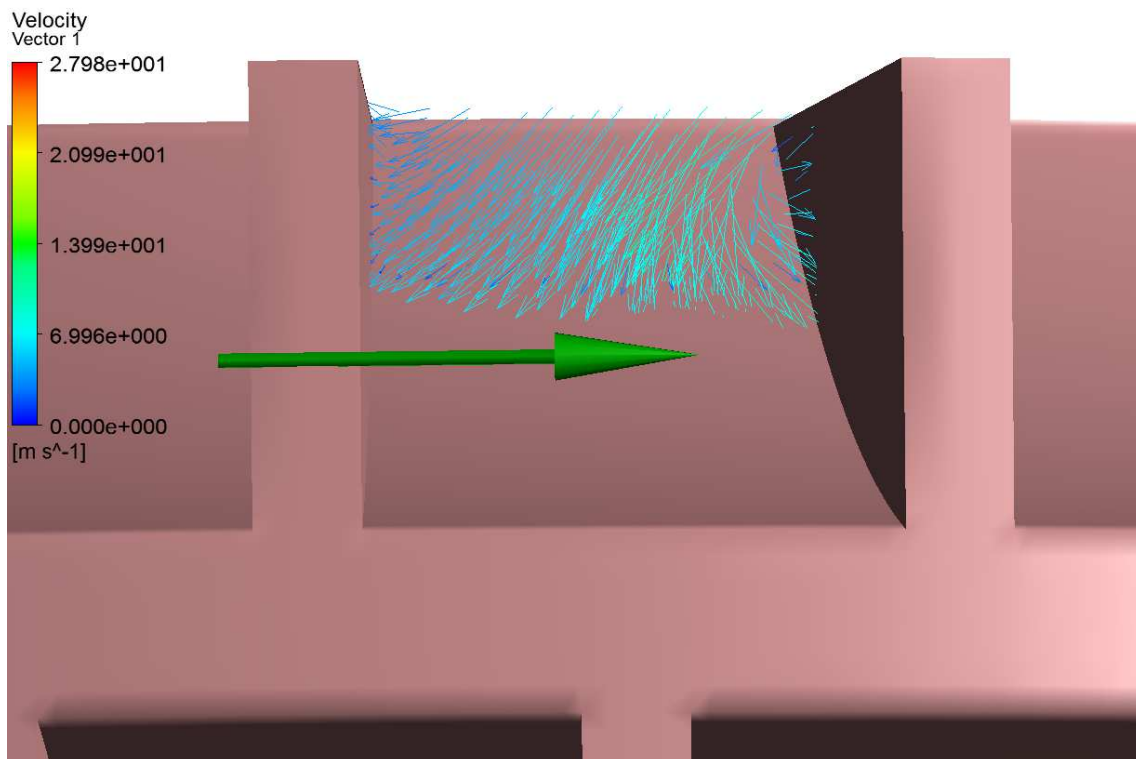
Na obrázku 82 jsou zobrazeny vektory meridiální rychlosti v meridiální rovině. Rychlosti jsou relativní vůči pohybu oběžného kola a zelenou šipkou je naznačen směr pohybu oběžného kola.



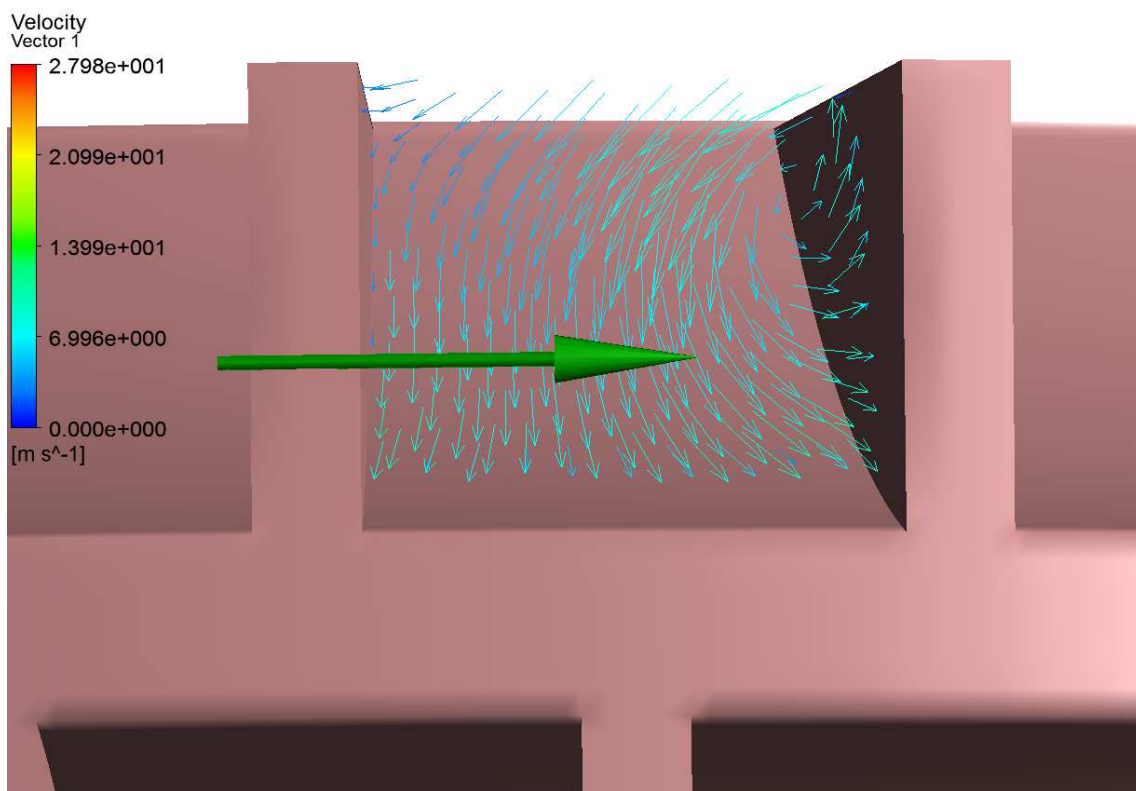
Obrázek 82: Relativní meridiální vektory rychlosti v lopatkovém prostoru vířivého čerpadla

Z obrázku 82 je patrné, že v oblasti hrany oběžného kola se nachází jádro víru. V případě čerpadla COV 43 oproti výsledkům uvedených v [63] nedochází k výstupu kapaliny z lopatkového prostoru na straně kola, ale pouze na jeho čele. Tento fakt může být zapříčiněn tím, že čerpadlo COV 43 nemá příliš hluboký lopatkový prostor.

Na následujících obrázcích 83 a 84 jsou zobrazeny vektory relativní rychlosti na plochách konstantní vzdálenosti od osy rotace. Obrázek 83 znázorňuje vektorové pole na ploše o průměru $D = 68 \text{ mm}$ a obrázek 84 vektorové pole na ploše o průměru $D = 76 \text{ mm}$. Z obou obrázků je patrné, že kapalina nevstupuje do lopatkového prostoru po lopatce, ale za její hranou vzniká vír, tak jak je popsáno v [67]. Správným natočením lopatky, které je možné odhadnout z níže uvedených vektorových polí, by bylo možné tento vír eliminovat, viz kapitola 8.3.4.



Obrázek 83: Vektory relativních rychlostí na ploše konstantní vzdálenosti od osy rotace, $D = 68 \text{ mm}$



Obrázek 84: Vektory relativních rychlostí na ploše konstantní vzdálenosti od osy rotace, $D = 76 \text{ mm}$

11.8.4. Vírové struktury [76]

Pro identifikaci vírových struktur bývá použito několik kritérií. V softwaru ANSYS CFX jsou k dispozici vhodná kritéria, a to Q – *kritérium* a λ_2 – *kritérium*. Obě tato kritéria vycházejí z definice tenzoru rychlosti deformace a tenzoru úhlové rychlosti:

- Tenzor rychlosti deformace

$$v_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} + \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (15)$$

- Tenzor úhlové rychlosti

$$\omega_{ij} = \frac{1}{2} \left(\frac{\partial v_i}{\partial x_j} - \frac{\partial v_j}{\partial x_i} \right) \quad (16)$$

Definice λ_2 – *kritéria* je:

$$\lambda_2(v_{ij}^2 + \omega_{ij}^2) < 0 \quad (17)$$

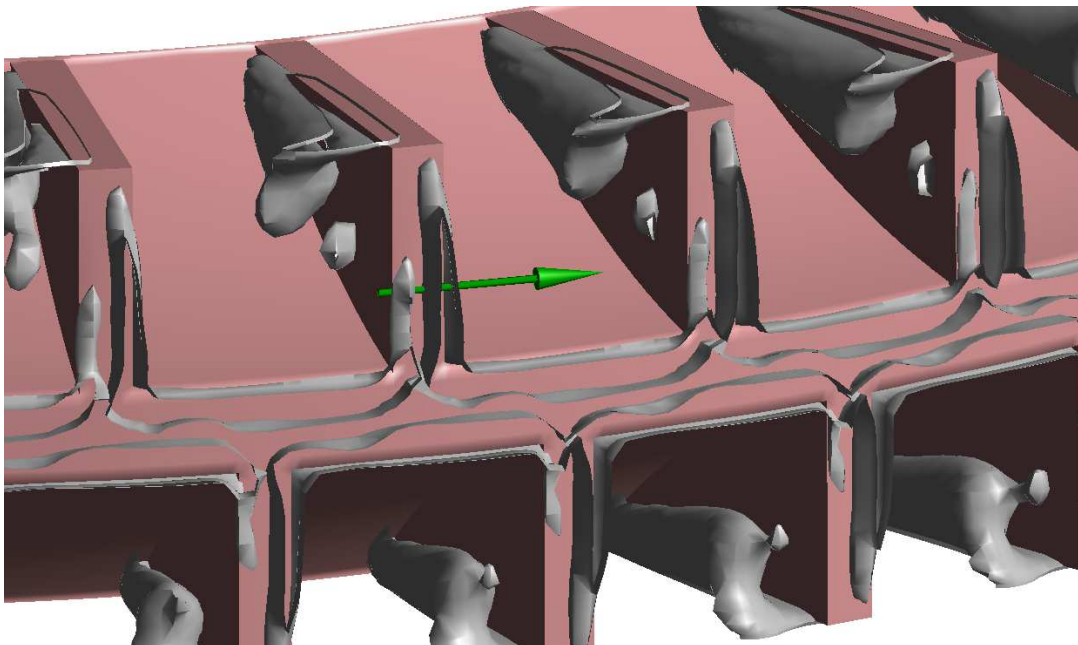
kde λ_2 je druhá vlastní hodnota tenzoru.

Definice Q – *kritéria* je:

$$Q = \frac{1}{2} (|\omega_{ij}|^2 - |v_{ij}|^2) > 0 \quad (18)$$

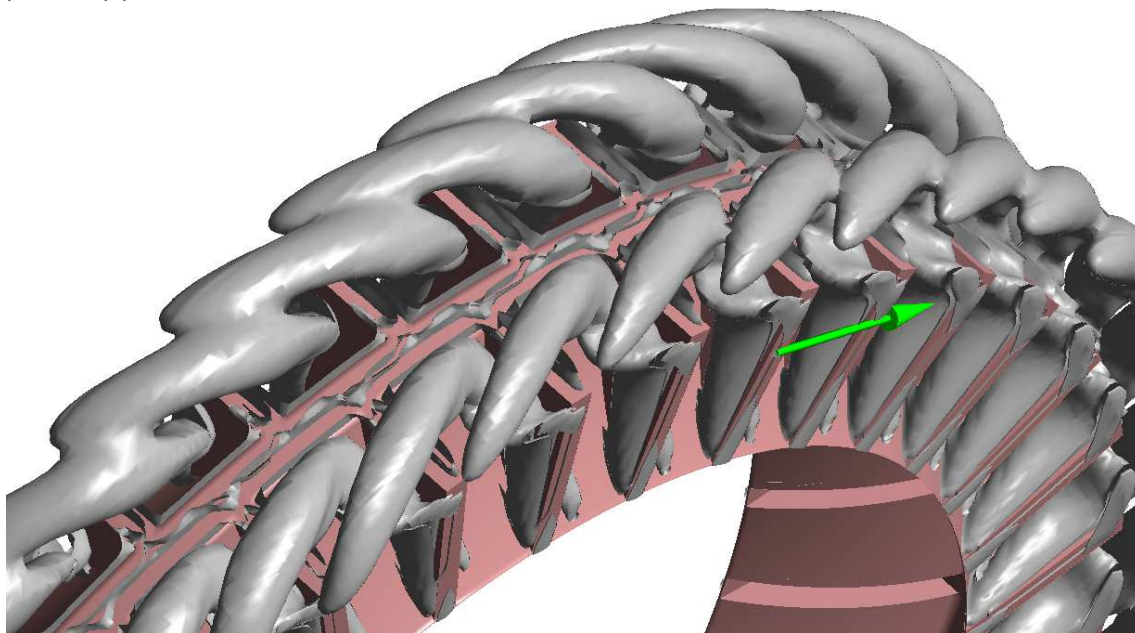
Víry jsou potom definovány jako oblasti, které splňují podmínku daného kritéria, tj. nerovnice (17) nebo (18).

Při bližší analýze proudění vířivým čerpadel může být identifikováno několik skupin vírových struktur. Na obrázku 85 jsou znázorněny pomocí Q – *kritéria* vírové struktury, které vznikají v lopatkové mříži na sací straně lopatky. Tyto vírové struktury odpovídají vektorovým polím, které byly popsány v předchozí kapitole (obrázky 83 a 84). Zobrazené vírové struktury jsou v čase neměnné, protože kapalina vstupuje při daném průtoku do lopatkového prostoru stále pod stejným úhlem.



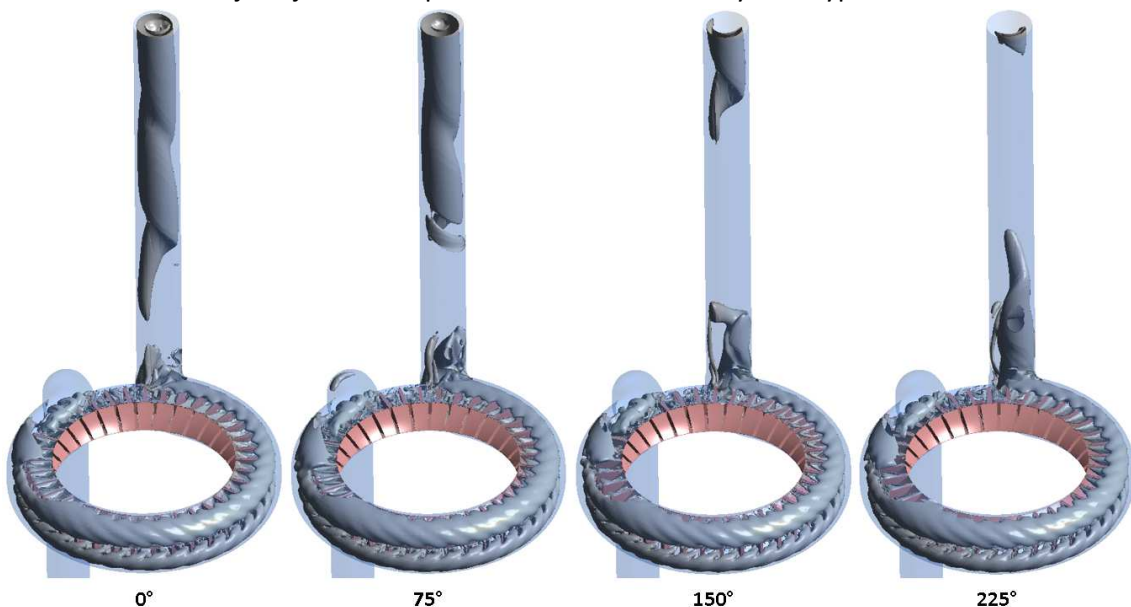
Obrázek 85: Zobrazení vírových struktur v oběžném kole pomocí Q -kritéria ($Q=0.0916$)

Další skupina vírových struktur, které lze ve vířivých čerpadlech identifikovat jsou víry zobrazené na obrázku 86 (isoplochy pro $\lambda_2 = 0.05$). Tyto vírové struktury odpovídají spirálovitému charakteru proudění, které se ve vířivém čerpadle nachází. Vírové struktury jsou pro daný průtok časově konstantní.



Obrázek 86: Zobrazení vírových struktur v oběžném kole pomocí λ_2 -kritéria ($\lambda_2=0.05$)

Poslední signifikantní skupinou vírů jsou vírové struktury, které vznikají ve výstupním potrubí vířivého čerpadla. Vznikající víry nejsou stabilní, jejich postupný vznik je zobrazen na obrázku 87 (zobrazeno pro natočení 0°, 75°, 150° a 225°). Odtrhávání těchto vírů vede k nízkofrekvenční oscilaci ($\approx 20 \text{ Hz}$) výstupního tlaku pozorovaného při transientním výpočtu. Důsledkem tohoto jevu je nutnost použití transientní metody CFD výpočtu.

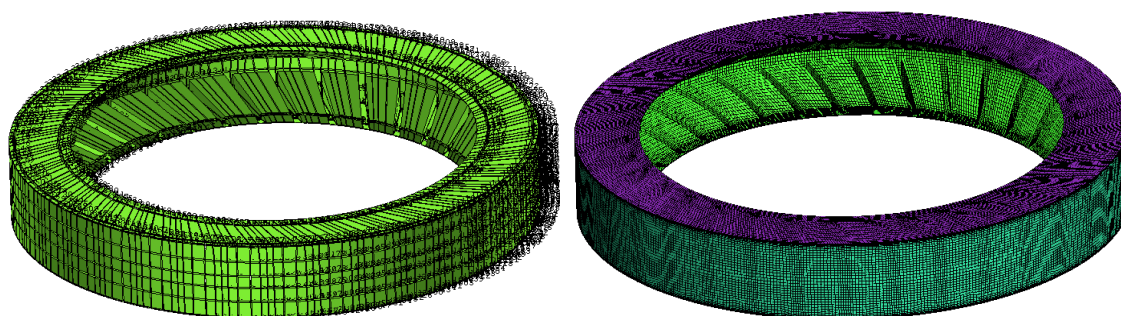


Obrázek 87: Zobrazení vírových struktur ve výstupním potrubí pro různá natočení oběžného kola pomocí λ_2 -kritéria ($\lambda_2=0.03$)

11.9. Návrh úpravy kola a čerpadla

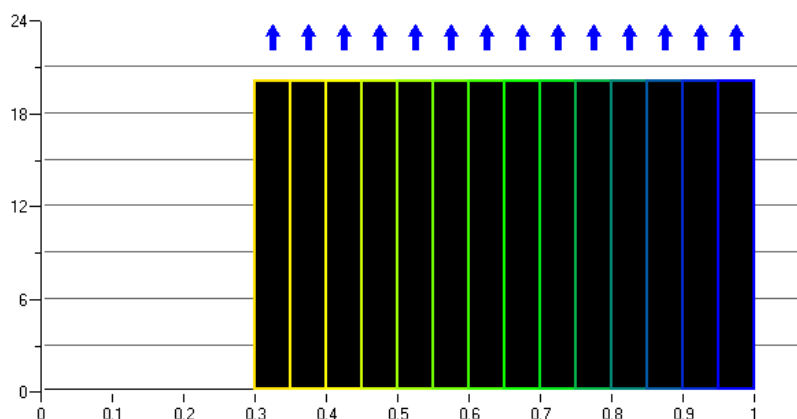
Kapitola 10.8. objasňuje, proč charakteristika čerpadla nevyhovuje požadavkům, a proto byla nutná modifikace oběžného kola. Z tohoto důvodu byla provedena modifikace úhlu lopatek oběžného kola. Jelikož charakteristika čerpadla COV 43 je poměrně strmá, jeví se jako nejvhodnější modifikace výstupní úhel lopatky, který má na charakteristiku značný vliv. Proto bylo původní radiální kolo pozmeněno na kolo s přímými dopředu zahnutými lopatkami. Podle výsledků měření, které ve svém článku zveřejnil [66] je vhodný úhel 30° při kterém nedochází k markantnímu propadu účinnosti při snížení sklonu $Y - Q$ charakteristiky.

Síť byla vytvořena obdobně jako v předchozím případě pomocí programu ICEM CFD výhradně z hexa – prvků. Na následujícím obrázku lze vidět vytvořená dekompozice a následně vzniklá výpočetní síť.



Obrázek 88: Dekompozice a výpočetní síť pozmeněného oběžného kola čerpadla

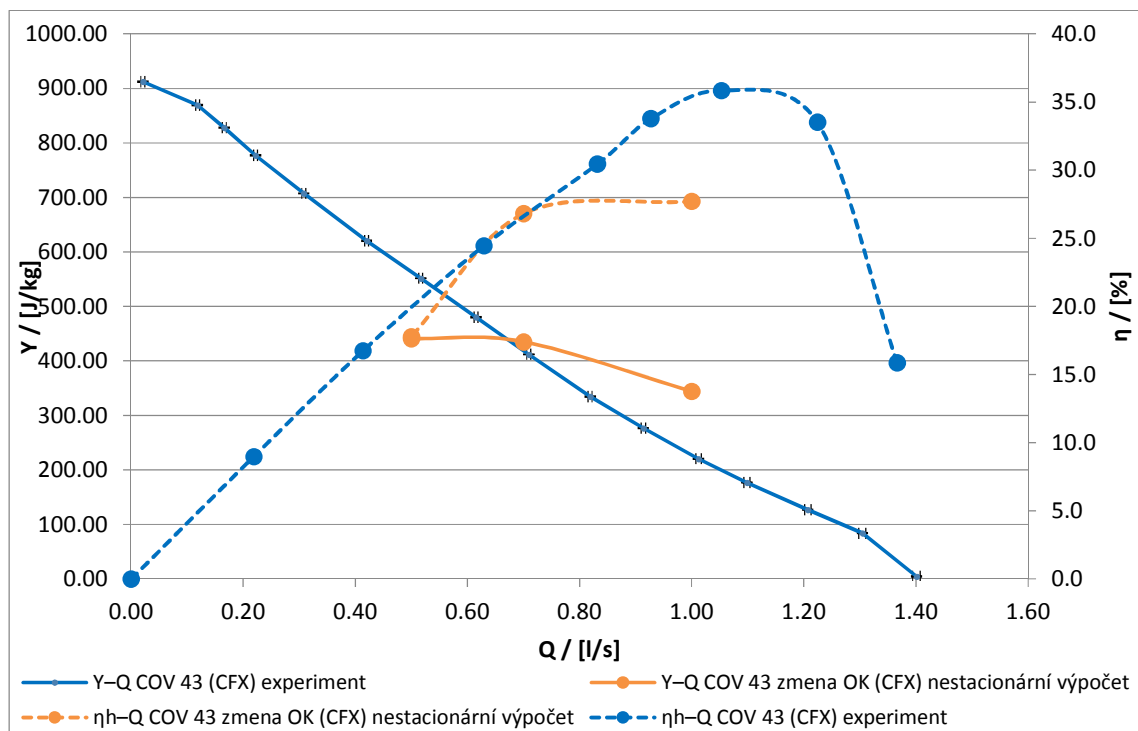
Kvalita výpočetní sítě je zobrazena na obrázku 78. Použité kritérium je *Quality*. Veškeré buňky výpočetní sítě dosahují doporučené kvality vyšší než 0,2.



Obrázek 89: Kvalita sítě pozmeněného oběžného kola

11.10. Výsledky výpočtu upraveného oběžného kola

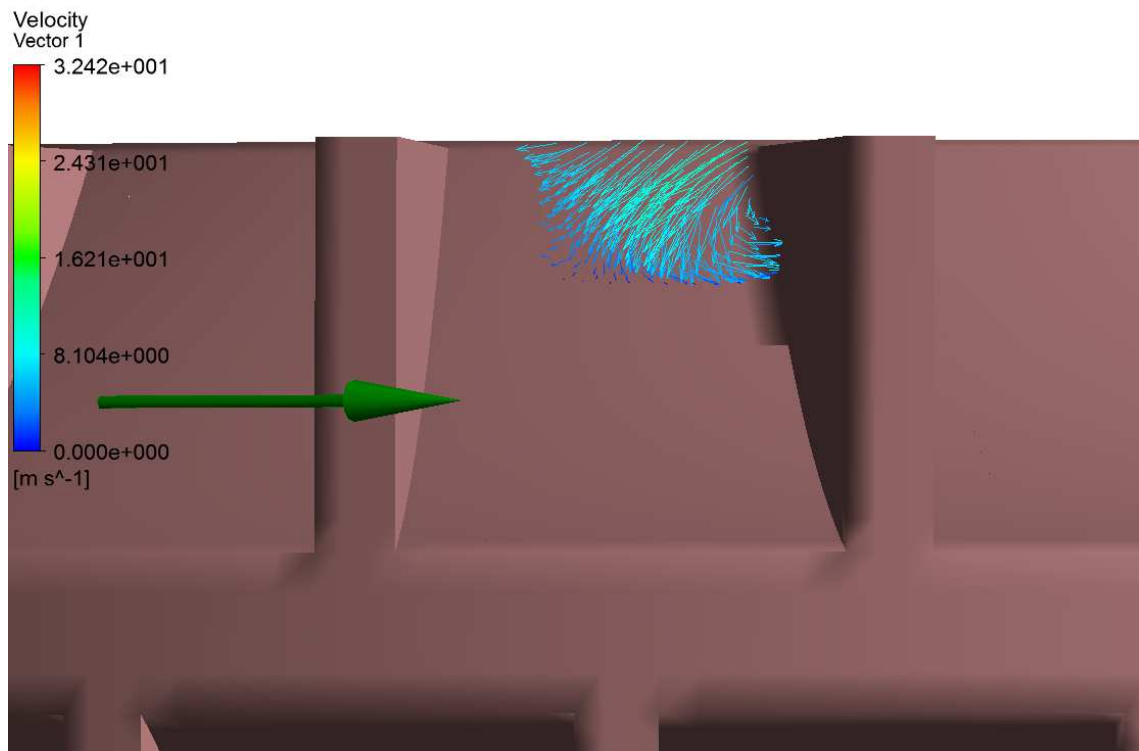
Na obrázku 90 jsou vyobrazeny výsledky transientní simulace v porovnání s naměřeným experimentem. Křivky jsou uvedeny pro konstantní otáčky 2900 min^{-1} . Výpočetní síť zobrazených výsledků činila 1 110 781 buněk.



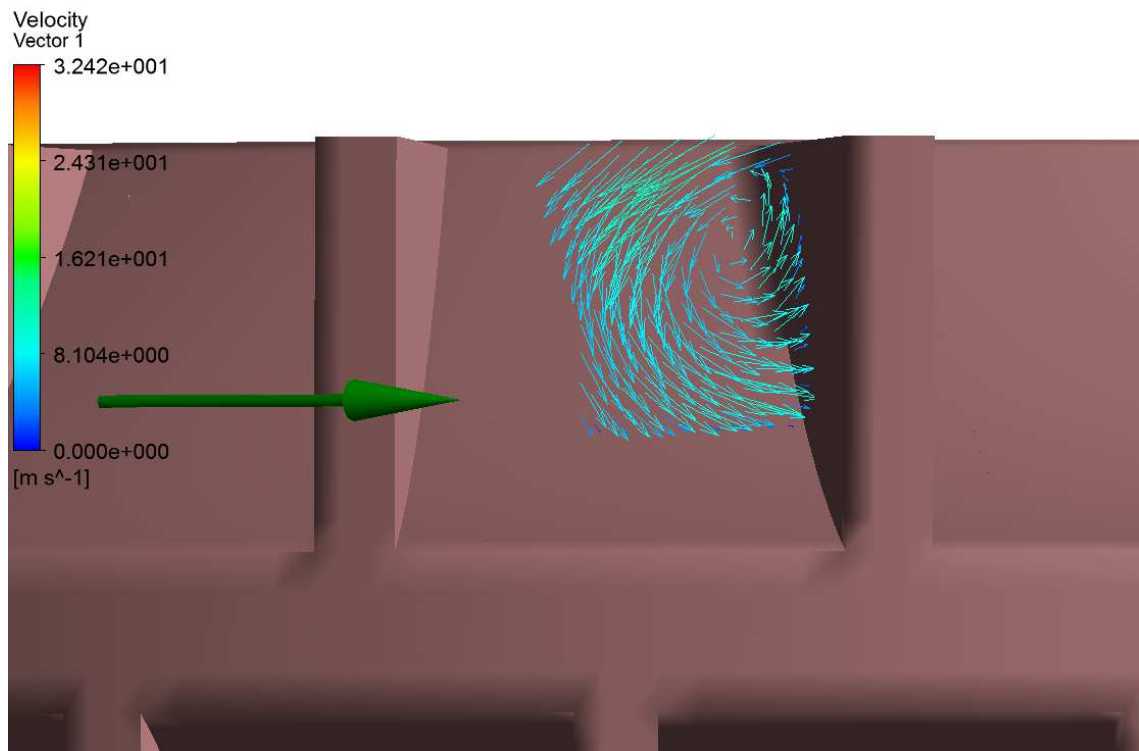
Obrázek 90: Zobrazení charakteristiky čerpadla získané nestacionární CFD analýzou s pozměněným oběžným kolem a experimentálně změřené charakteristiky čerpadla COV 43

Z výše uvedeného obrázku vyplývá, že vliv natočení lopatek o 30° dopředu měl dle předpokladů za následek snížení sklonu $Y - Q$ charakteristiky. Na druhou stranu ovšem došlo ke snížení hydraulické účinnosti asi o 8 %. Pokles účinnosti je dán především velkým nárůstem krouticího momentu na hřídeli.

Snížení účinnosti lze připsat i vzniku větší vířivosti na vstupu do lopatkového prostoru. Na obrázcích 91 a 92 jsou zobrazeny vektory relativní rychlosti na plochách konstantní vzdálenosti od osy rotace. V porovnání s radiálním oběžným kolem lze vyvodit, že se úhel odtržení proudění zvýšil. Na základě tohoto faktu by bylo možné pozměnit tvar lopatky tak, aby k tomuto odtržení nedocházelo.



Obrázek 91: Vektory relativních rychlostí na ploše konstantní vzdálenosti od osy rotace, $D = 68 \text{ mm}$



Obrázek 92: Vektory relativních rychlostí na ploše konstantní vzdálenosti od osy rotace, $D = 76 \text{ mm}$

12. ZÁVĚR

První část diplomové práce se zabývá teoretickou studií kardiovaskulárního systému, ve kterém srdce pracuje. Při popisu srdce je důkladně popsán princip jeho funkce a průběh tlaků a průtoku krve srdcem při jednom srdečním cyklu. Z hlediska reologie je popsána krev, která se při proudění v srdci chová jako newtonovská kapalina. Následně jsou v práci uvedeny možná kritéria pro vznik hemolýzy a jsou popsány v současnosti neužívanější srdeční podpory včetně jejich charakteristik.

V experimentální části proběhlo v laboratoři Odboru fluidního inženýrství Viktora Kaplana praktické měření dvou vířivých čerpadel firmy EMP Slavkov (COV 43 a COV 23), kdy byla po přepočtení naměřených charakteristik čerpadel do bezrozměrných kritérií potvrzena podobnost vybraných čerpadel. V další části práce bylo čerpadlo COV 43 zvoleno jako referenční čerpadlo pro CFD analýzu.

Díky potvrzení podobnosti vířivých čerpadel bylo následně možné přepočítat charakteristiku čerpadla COV 43 na menší rozměry a pozměněné otáčky. Byla provedena úprava, kdy bylo čerpadlo 3x zmenšeno a otáčky upraveny tak, aby pracovní bod čerpadla odpovídal pracovnímu bodu srdce. Bylo ovšem zjištěno, že čerpadlo by v takovém případě pracovalo v oblasti příliš velkých průtoků a charakteristika čerpadla by byla pro dané účely příliš strmá. Z toho důvodu byla navržena změna oběžného kola tak, aby bylo dosaženo požadovaných parametrů.

Výpočetnímu modelování se věnuje poslední část diplomové práce. Charakteristika čerpadla byla počítána pro tři různé pracovní body. Výpočet byl nejprve realizován jako stacionární výpočet metodou MRF (respektive Frozen rotor). Jako model turbulence byl zvolen model $k - \varepsilon$ se stěnovou funkcí *Scalable wall functions*. Výsledky simulace ovšem neodpovídaly experimentu, kdy $Y - Q$ charakteristika byla spočítána s chybou více než 40 % a spočítaná hydraulická účinnost byla oproti experimentu nižší o 10 %. Z toho důvodu bylo přikročeno k transientnímu výpočtu, tedy reálnému otáčení sítě oběžného kola vířivého čerpadla. Výsledek nestacionárního výpočtu vedl k výsledkům, které již mnohem lépe popisovaly dané čerpadlo. Princip vířivého čerpadla je založen na interakci mezi rotorem a statorem, kterou lze správně zachytit pouze nestacionárním výpočtem a pohybující se sítí. Byl proveden rozbor volby časového kroku, který s ohledem na [56] byl vyhodnocen jako dostačující. Pro urychlení výpočtu je nutné zvážit případné zvýšení tohoto časového kroku. Následně byla v práci provedena kontrola nezávislosti výpočetní sítě, kdy výpočet probíhal na třech různých výpočetních sítích s různým počtem buněk. Z výsledků bylo možné konstatovat, že druhá varianta dosáhla nezávislosti sítě. S ohledem na výpočetní čas byla vyhodnocena i nejvíce hrubá síť jako dostačující.

Vlivy úprav oběžného kola vířivého čerpadla na jeho $Y - Q$ a účinnostní charakteristiku byly popsány v další kapitole diplomové práce. Jednalo se o vliv úhlů lopatkování (vstupní úhel, výstupní boční úhel a výstupní čelní úhel) a o vliv počtu lopatek. Na základě těchto poznatků byla navržena úprava původního oběžného radiálního kola. Lopatky nového kola byly přímé a natočeny dopředu o úhel 30 °. Tato modifikace měla mít za následek snížení

sklonu $Y - Q$ charakteristiky. To bylo CFD výpočtem potvrzeno, ale zároveň byla snížena hydraulická účinnost, což je nežádoucí jev.

Pro přesnější analýzu vířivého čerpadla by bylo vhodné provést CFD analýzu také pomocí dalších modelů turbulence, konkrétně pomocí modelu SST a $k - \omega$, které jsou dle [65] vhodnější pro analýzu vířivých čerpadel. V případě použití těchto modelů turbulence je ovšem nutné řádně vyřešit proudění v mezní vrstvě, což vyžaduje poměrně jemnou síť k dosažení hodnot $y^+ < 1$. Z časové náročnosti tato verze v rámci diplomové práce řešena nebyla a může být předmětem dalšího výzkumu, stejně jako důkladnější studie vznikajících vířivých struktur v čerpadle a jejich vliv na výkonnost čerpadla.

Podrobnější vliv úhlů lopatkování na charakteristiku vířivých čerpadel a jejich optimalizace je možným námětem k pokračování této práce. Většina prací, které v současnosti na téma vířivého čerpadla vznikají, se zabývá pouze oběžným kolem. Z toho důvodu je studie vlivu oběžného kanálu a vstupu resp. výstupu z čerpadla dalším možným předmětem navazujícího výzkumu.

Z hlediska využitelnosti vířivého čerpadla pro účely srdeční náhrady je nejprve nutná podrobnější studie vlivu smykového napětí nebo nějakého jiného kritéria (např. TVSS) na krevní buňky. Jak bylo v práci zmíněno, míra hemolýzy není závislá pouze na velikosti smykového napětí, ale i na době expozice krevní buňky tomuto napětí. Z toho důvodu by bylo možné pomocí CFD simulace sledovat trajektorie jednotlivých částecek kapaliny a vyhodnotit, po jak dlouhou dobu se vyskytovaly v oblastech daného smykového napětí. Tím by mohla být predikována míra hemolýzy způsobená čerpadlem.

13. SEZNAM POUŽITÉ LITERATURY

- [1] SHERWOOD, Lauralee. *Human Physiology: From Cells to Systems*. 7th Edition. Pacific Grove, Calif: Brooks/Cole, 2001. ISBN 978-0495391845.
- [2] DEBAKEY, Michael a Antonio GOTTO. *The Living Heart in the 21st century*. New York: Prometheus Books, 2012. ISBN 978-1-61614-563-7.
- [3] Tlak krve v řečišti. *Wikiskripta.eu* [online]. 2011 [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: http://www.wikiskripta.eu/index.php/Soubor:Tlak_krve_v_recisti.png
- [4] FIALOVÁ, Simona. *Čerpadlo pro mimotělní krevní oběh*. Brno, 2005. Disertační práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Prof. Ing. František POCHYLÝ, CSc.
- [5] DOMINIK, Jan. *Kardiochirurgie*. Praha: Karolinum, 1997. ISBN 80-7184-441-1.
- [6] GANONG, William. *Přehled lékařské fyziologie*. Jinočany: H & H, 1995. ISBN 8085787369.
- [7] JANALÍK, Jaroslav. *Viskozita tekutin a její měření* [online]. Ostrava: VŠB TU Ostrava, fakulta strojní, 2010 [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: <http://docplayer.cz/14903740-Viskozita-tekutin-a-jeji-mereni.html>
- [8] Seminář reologie. In: *Pragolab.cz* [online]. Praha, 2015 [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: http://www.pragolab.cz/files/download/Seminar_reologie_2015.pdf
- [9] HOLUBOVÁ, Renata. *Základy reologie a reometrie kapalin* [online]. Olomouc: Univerzita Palackého v Olomouci, 2014 [cit. 2017-05-06]. ISBN 978-80-244-4178-8. Dostupné z: http://mofychem.upol.cz/KA6/Zaklady_reologie.pdf
- [10] Viscosity. In: *Synlube.com* [online]. Jean, USA, 2014 [cit. 2017-05-06]. Dostupné z: <http://www.synlube.com/viscosity.html>
- [11] SIMMONDS, Michael, Herbert MEISELMAN a Oguz BASKURT. Blood rheology and aging. *Journal of Geriatric Cardiology* [online]. 2013, **10**(3), 291-301 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.3969/j. ISSN 1671-5411.2013.03.010. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3796705/>
- [12] SOCHI, Taha. *Non-Newtonian Rheology in Blood Circulation* [online]. London: University College London, Department of Physics and Astronomy, 2014 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <https://archive.org/stream/15.NonNewtonianCirculation#page/n0/mode/2up>
- [13] SCHÄFER, Michael. *Numerische Strömungssimulation: Vorlesung*. TU Darmstadt, 2016.
- [14] KAMENEVA, MV. Effects of turbulent stresses upon mechanical hemolysis: experimental and computational analysis. *ASAIO* [online]. Pittsburgh, Pennsylvania, 2004, **50**(5), 418-423 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1097/01.MAT.0000136512.36370.B5. Dostupné z: <https://www.andrew.cmu.edu/user/antaki/articles/Kameneva%20Effects%20of%20Turbulent%20Stresses%20ASAIO%202004.pdf>

- [15] KŘIVÁNKOVÁ, Markéta. *Somatologie - Učebnice pro střední zdravotnické školy*. Praha: Grada, 2009. ISBN 8024729881.
- [16] GIARRA, Matthew. *Shear Stress Distribution and Hemolysis Measurements in a Centrifugal Blood Pump*. Rochester Institute of Technology, 2009. Dostupné také z: <http://scholarworks.rit.edu/cgi/viewcontent.cgi?article=10342&context=theses>. Thesis.
- [17] MORSHED, KN. Theory to Predict Shear Stress on Cells in Turbulent Blood Flow. *PLoS ONE* [online]. 2014, **9**(8), 1-17 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1371/journal.pone.0105357. Dostupné z: <http://journals.plos.org/plosone/article/file?id=10.1371/journal.pone.0105357&type=printable>
- [18] DING, Jun. Shear-Induced Hemolysis: Species Differences. *Artificial Organs* [online]. 2015, **39**(9), 795-802 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1111/aor.12459. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25899978>
- [19] YEN, JH. The effect of turbulent viscous shear stress on red blood cell hemolysis. *Artif Organs* [online]. 2014, **17**(2), 178-185 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1007/s10047-014-0755-3. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24619800>
- [20] JAHODA, M. Turbulence: Hydromechanické procesy. In: *Uchi.vscht.cz* [online]. Praha: VŠCHT Praha [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://uchi.vscht.cz/uploads/pedagogika/hydro/turbulentni.proudeni.pdf>
- [21] JONES, Steven. A relationship between reynolds stresses and viscous dissipation: Implications to red cell damage. *Annals of Biomedical Engineering* [online]. 1995, **23**(1), 21-28 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1007/BF02368297. Dostupné z: <https://link.springer.com/article/10.1007/BF02368297>
- [22] DUBOVÝ, LUBOŠ. *Studie membránového čerpadla s lineárním motorem*. Brno, 2010, 78 s. Dostupné také z: https://www.vutbr.cz/www_base/zav_prace_soubor_verejne.php?file_id=28562. Diplomová práce. Vysoké učení chnické v Brně, Fakulta strojního inženýrství. Vedoucí práce Prof. g. František Pochylý, CSc.
- [23] BELLUMKONDA,, Lavanya a Pramod BONDE,. Ventricular Assist Device Therapy for Heart Failure—Past, Present, and Future. *INTERNATIONAL ANESTHESIOLOGY CLINICS* [online]. 2012, **50**(3), 123-145 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1097/AIA.0b013e31826233a9. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22735723>
- [24] REUL, Helmut. Blood pumps for circulatory support. *Perfusion* [online]. 2000, **15**(4), 295-311 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1177/026765910001500404. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10926412>
- [25] MANCINI, D. Left Ventricular Assist Devices: A Rapidly Evolving Alternative to Transplant. *JACC* [online]. 2015, **65**(23), 2542-2555 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1016/j.jacc.2015.04.039. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26065994>

- [26] Intra-aortic Balloon Pump. In: *Texasheart.org* [online]. Houston, Texas: Texas Heart Institute [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://www.texasheart.org/Research/Devices/iabp.cfm>
- [27] Intra-Aortic Balloon. In: *Icccardiologia.com* [online]. Tijuana, México: Institute of Cardiovascular Sciences, Mother Theresa of Hospital del Prado [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://www.icccardiologia.com/icccardiologia/page2/page21/styled-10/files/balloon.jpg>
- [28] Teleflex Announces Worldwide Recall of Arrow IAB Catheter and Percutaneous Insertion Kits. In: *Diagnostic and Interventional Cardiology* [online]. 2016 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://www.dicardiology.com/content/teleflex-announces-worldwide-recall-arrow-iab-catheter-and-percutaneous-insertion-kits>
- [29] FORNELL, DAVE. Trends and Advances in Hemodynamic Support. In: *Diagnostic and Interventional Cardiology* [online]. 2013 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://www.dicardiology.com/article/trends-and-advances-hemodynamic-support>
- [30] CONTE, John. Managing Hemodynamics in the ICU Post-LVAD Insertion. In: *The Society of Thoracic Surgeons* [online]. 2010 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://www.sts.org/video/managing-hemodynamics-icu-post%E2%80%93lvad-insertion>
- [31] PAGANI, Francis. Review of Current Technologies, Types of Flow, Pump Parameters 2014. In: *American Association for Thoracic Surgery* [online]. Ann Arbor, Michigan, USA: Department of Cardiac Surgery University of Michigan, 2014 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://t.aats.org/annualmeeting/Program-Books/2014/presentations/78/PQ3Z7P-F.pdf>
- [32] SLAUGHTER, Mark. Matching Pumps to Patients: Considerations for Device Type, Type of Flow Based Upon Patient Factors. In: *American Association for Thoracic Surgery* [online]. Louisville, Kentucky, USA: Department Cardiovascular and Thoracic Surgery University of Louisville, 2014 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: http://t.aats.org/annualmeeting/Program-Books/2014/presentations/82/Slaughter_MatchinhPumpsPatients_final.pdf
- [33] HeartMate XVE LVAD. In: *PowerShow.com* [online]. Seattle, Washington, USA: University of Washington Medical Center [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: http://www.powershow.com/view/3c9050-NzljY/HeartMate_XVE_LVAD_powerpoint_ppt_presentation
- [34] MOAZAMI, N. Axial and centrifugal continuous-flow rotary pumps: a translation from pump mechanics to clinical practice. *The Journal of Heart and Lung Transplantation* [online]. 2013, **32**(1), 1-11 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1016/j.healun.2012.10.001. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23260699>

- [35] HEATLEY, G. Clinical trial design and rationale of the Multicenter Study of MagLev Technology in Patients Undergoing Mechanical Circulatory Support Therapy With HeartMate 3 (MOMENTUM 3) investigational device exemption clinical study protocol. *The Journal of Heart and Lung Transplantation* [online]. 2016, **35**(4), 528-536 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1016/j.healun.2016.01.021. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27044532>
- [36] Heart Assist Devices. In: *Texas Heart Institute* [online]. Houston, Texas, USA [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://www.texasheart.org/Research/Devices/index.cfm>
- [37] *HeartMate II operating manual* [online]. 2007 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: https://www.fda.gov/ohrms/dockets/ac/07/briefing/2007-4333b2-18-%209_2%20HM%20II%20Operating%20Manual.pdf
- [38] NOOR, MR. Investigation of the Characteristics of HeartWare HVAD and Thoratec HeartMate II Under Steady and Pulsatile Flow Conditions. *Artificial Organs* [online]. 2015, **40**(6), 549-560 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1111/aor.12593. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26611518>
- [39] NETUKA, Ivan. Fully Magnetically Levitated Left Ventricular Assist System for Treating Advanced HF. *JACC* [online]. 2015, **66**(23), 2579-2589 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1016/j.jacc.2015.09.083. Dostupné z: <http://www.onlinejacc.org/content/66/23/2579>
- [40] FARRAR, DJ. Design features, developmental status, and experimental results with the Heartmate III centrifugal left ventricular assist system with a magnetically levitated rotor. *ASAIO* [online]. 2007, **53**(3), 311-315 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1097/MAT.0b013e3180536694. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17515720>
- [41] SCHMITTO, Jan. First implantation in man of a new magnetically levitated left ventricular assist device (HeartMate III). *The Journal of Heart and Lung Transplantation* [online]. 2015, **34**(6), 858-860 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1016/j.healun.2015.03.001. Dostupné z: [http://www.jhltonline.org/article/S1053-2498\(15\)01097-9/abstract](http://www.jhltonline.org/article/S1053-2498(15)01097-9/abstract)
- [42] LAROSE, Jeffrey. Design concepts and principle of operation of the HeartWare ventricular assist system. *ASAIO* [online]. 2010, **56**(4), 285-289 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1097/MAT.0b013e3181dfbab5. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20559135>
- [43] *Heartware HVAD* [online]. In: . [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <https://i.ytimg.com/vi/ucgU4u9e4Gk/maxresdefault.jpg>
- [44] CHEUNG, A. Design Concepts and Preclinical Results of a Miniaturized HeartWare Platform: The MVAD System. *Innovations* [online]. 2015, **10**(3), 151-156 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1097/IMI.0000000000000155. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26098174>

- [45] MCGEE, E. In vivo evaluation of the HeartWare MVAD Pump 2014. *The Journal of Heart and Lung Transplantation* [online]. 2014, **33**(4), 366-371 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1016/j.healun.2013.10.003. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24238834>
- [46] MESA, Kelly. The MVAD Pump: Motor Stator Core Loss Characterization. *ASAIO* [online]. 2015, **61**(2), 122-126 [cit. 2017-05-07]. DOI: doi: 10.1097/MAT.0000000000000180. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25423121>
- [47] VAN DER HORST, Arjen. Characterising pressure and flow in the Jarvik 2000 Heart and the study of its acoustic properties as a possible noninvasive assessment of its operating conditions. In: *Eindhoven University of Technology* [online]. Eindhoven, Netherlands [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://www.mate.tue.nl/mate/pdfs/6748.pdf>
- [48] *HeartAssist 5® VAD Systém Operator's Manual* [online]. Houston, Texas, USA: MicroMed Cardiovascular, 2011 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: <http://manualzz.com/doc/7011995/heartassist-5%C2%AE-vad-system-operator-s-manual>
- [49] FRAZIER, O.H. Optimization of axial-pump pressure sensitivity for a continuous-flow total artificial heart. *The Journal of Heart and Lung Transplantation* [online]. 2010, **29**(6), 687-691 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1016/j.healun.2009.12.017. Dostupné z: <http://reliantheart.com/wp-content/uploads/2014/01/7-Optimization-of-axial-pump-pressure-sensitivity-O.H.-Frazier-2010-ISHLT.pdf>
- [50] GIRDHAR, Gaurav. Device Thrombogenicity Emulation: A Novel Method for Optimizing Mechanical Circulatory Support Device Thromboresistance. *PLoS One* [online]. 2012, **7**(3), 1-10 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1371/journal.pone.0032463. Dostupné z: <http://journals.plos.org/plosone/article/file?id=10.1371/journal.pone.0032463&type=printable>
- [51] HeartAssist 5. In: *Transworldnews.com* [online]. [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: http://www.transworldnews.com/gallery/3206/d_8845_3206_180213125800029.jpg
- [52] VINCENT, Jean-Louis. Annual Update in Intensive Care and Emergency Medicine 2016. *Annual Update in Intensive Care and Emergency Medicine* [online]. 2016 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1007/978-3-319-27349-5. Dostupné z: <https://books.google.de/books?id=UqPWCwAAQBAJ&pg=PA206&lpg=PA206&dq=heartware+mvad+head+curve&source=bl&ots=sQh9DtrURU&sig=-N3VJrj3dVRInP5-joa28f8ETE&hl=cs&sa=X&ved=0ahUKEwjA3rmYw5vNAhVWF8AKHYgMAEYQ6AEIOjAD#v=onepage&q&f=false>
- [53] SynCardia Temporary Total Artificial Heart. In: *Texas Heart Institute* [online]. Houston, Texas, USA [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: http://www.texasheart.org/Research/Devices/syncardia_tah.cfm

- [54] SLEPIAN, MJ. The Syncardia total artificial heart: in vivo, in vitro, and computational modeling studies. *Journal of Biomechanics* [online]. 2012, **46**(2), 266-275 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.11.032. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23305813>
- [55] CROSBY, JR. Physiological Characterization of the SynCardia Total Artificial Heart in a Mock Circulation System. *ASAIO Journal* [online]. 2015, **61**(3), 274-281 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1097/MAT.0000000000000192. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25551416>
- [56] BEILKE, Jörn. *Numerische Untersuchungen zur instationären Strömung in Seitenkanalverdichtern*. Freiberg, Deutschland, 2005. Dissertation. Technische Universität Bergakademie Freiberg.
- [57] PELZ, Peter. OPTIMIZATION OF POWER-SPECIFIC INVESTMENT COSTS FOR SMALL HYDROPOWER. *Proceedings of 17th international Seminar on Hydropower Plants* [online]. 2012, , 1-12 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: http://wl.fst.tu-darmstadt.de/wl/publications/paper_120925_Optimization_of_Power_specific_Investment_costs_for_small_hydro_power_Pelz_metzler.pdf
- [58] KARLSEN-DAVIES, N.D. Regenerative liquid ring pumps review and advances on design and performance. *Applied Energy* [online]. 2016, **164**, 815-825 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1016/j.apenergy.2015.12.041. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0306261915016141>
- [59] *Review and state of the art of regenerative liquid ring pumps* [online]. 2014 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1533/9780081001080.5.125. Dostupné z: [http://www.research.lancs.ac.uk/portal/en/publications/review-and-state-of-the-art-of-regenerative-liquid-ring-pumps\(8c9da070-4fa7-4f24-afe9-57c32bdc9b85\).html](http://www.research.lancs.ac.uk/portal/en/publications/review-and-state-of-the-art-of-regenerative-liquid-ring-pumps(8c9da070-4fa7-4f24-afe9-57c32bdc9b85).html)
- [60] Current Status, Design and Performance Trends for the Regenerative Flow Compressors and Pumps. *ASME International Mechanical Engineering Congress & Exposition* [online]. New Orleans, Louisiana, USA, 2002, , 10.1115/IMECE2002-39594 [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/267584559_Current_Status_Design_and_Performance_Trends_for_the_Regenerative_Flow_Compressors_and_Pumps
- [61] PEDRIZZETTI, G. The vortex--an early predictor of cardiovascular outcome? *Nature Reviews Cardiology* [online]. 2014, **11**(9), 545-553 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1038/nrcardio.2014.75. Dostupné z: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24889521>
- [62] MARSCHALL, Hubert. *Höhere Stromungslehre: Vorlesung*. TU Darmstadt, 2016.

- [63] MEAKHAIL, T. An improved theory for regenerative pump performance. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part A Journal of Power and Energy* [online]. 2005, **219**(3), 213-222 [cit. 2017-05-07]. DOI: 10.1243/095765005X7565. Dostupné z: <http://koasas.kaist.ac.kr/bitstream/10203/14193/1/An%20improved%20theory%20for%20regenerative%20pump%20performance.pdf>
- [64] MEKHAIL, T. Theoretical, Experimental and Numerical Investigations of the Effect of Blades Number on the Performance of Regenerative Blowers. *INTERNATIONAL JOURNAL OF CONTROL, AUTOMATION AND SYSTEMS* [online]. 2015, **4**(4), 25-36 [cit. 2017-05-08]. Dostupné z: https://www.researchgate.net/publication/282287429_Theoretical_Experimental_and_Numerical_Investigations_of_the_Effect_of_Blades_Number_on_the_Performance_of_Regenerative_Blowers
- [65] NEJADRAJABALI, J. Flow Pattern Analysis and Performance Improvement of Regenerative Flow Pump Using Blade Geometry Modification. *Hindawi* [online]. 2016, , 1-16 [cit. 2017-05-08]. DOI: 10.1155/2016/8628467. Dostupné z: <https://www.hindawi.com/journals/ijrm/2016/8628467/>
- [66] CHOI, Won. Experimental study on the effect of blade angle on regenerative pump performance. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part A: Journal of Power and Energy* [online]. 2013, **227**(5), 585-592 [cit. 2017-05-08]. Dostupné z: <http://journals.sagepub.com/doi/abs/10.1177/0957650913487731?journalCode=piac>
- [67] MEKHAIL, T. Theoretical, Experimental and Numerical Investigations of the Effect of Inlet Blade Angle on the Performance of Regenerative Blowers. *Open Journal of Fluid Dynamics* [online]. 2015, **5**, 224-237 [cit. 2017-05-08]. DOI: 10.4236/ojfd.2015.53025. Dostupné z: http://file.scirp.org/pdf/OJFD_2015092414561029.pdf
- [68] GABI, Martin. Theoretische und experimentelle Untersuchung der Strömung in Seitenkanalverdichtern. *Strömungsmechanik u. Strömungsmaschinen*. Karlsruhe, 1982, **31**, 67-100.
- [69] PFAFF, H. Vergleichende Untersuchungen an Seitenkanalpumpen mit und ohne Leitrad. *Gekürzte Wiedergabe in "Konstruktion"*. 1961, **13**, 57-66.
- [70] MÜLLER, Torsten. *Anwendung von algebraischen Berechnungsmodellen und CFD Ergebnissen zur Bewertung der hydraulischen Güte von Seitenkanalpumpen*. Kaiserslautern, 2012. Dissertation. Technische Universität Kaiserslautern.
- [71] QUAIL, Francis. Design study of a regenerative pump using one-dimensional and three-dimensional numerical techniques. *European Journal of Mechanics - B/Fluids* [online]. 2012, **31**, 181-187 [cit. 2017-05-15]. DOI: 10.1016/j.euromechflu.2011.06.003. Dostupné z: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S099775461100063X>

- [72] QUAIL, Francis. Design optimisation of a regenerative pump using numerical and experimental techniques. *International Journal of Numerical Methods for Heat & Fluid Flow* [online]. 2011, **21**(1), 95-111 [cit. 2017-05-15]. DOI: 10.1108/09615531111095094. Dostupné z: <http://www.emeraldinsight.com/doi/full/10.1108/09615531111095094>
- [73] ENGEDA, A. A regenerative flow compressor as a secondary air pump for engine emission control. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science* [online]. 2008, **222**(9), 1707-1715 [cit. 2017-05-15]. DOI: 10.1243/09544062JMES958. Dostupné z: <https://scholars.opb.msu.edu/en/publications/a-regenerative-flow-compressor-as-a-secondary-air-pump-for-engine-6>
- [74] VERMA, Rahul. Numerical Simulation of Regenerative Pump. *Fluid Mechanics and Fluid Power – Contemporary Research* [online]. 2014, , 891-900 [cit. 2017-05-15]. DOI: 10.1007/978-81-322-2743-4_84. Dostupné z: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-81-322-2743-4_84
- [75] ŠVÍGLEROVÁ, Jitka. *Papilární sval* [online]. In: . [cit. 2017-05-17]. Dostupné z: http://test-wiki3.lf1.cuni.cz/w/Papil%C3%A1rn%C3%AD_sval
- [76] HALLER, G. An objective definition of a vortex. *Journal of Fluid Mechanics* [online]. 2005, **525**, 1-26 [cit. 2017-05-21]. DOI: 10.1017/S0022112004002526. Dostupné z: <http://georgehaller.com/reprints/vortex.pdf>
- [77] Statistika příčin smrti. In: *Eurostat statistics explained* [online]. [cit. 2017-05-07]. Dostupné z: http://ec.europa.eu/eurostat/statistics-explained/index.php/Causes_of_death_statistics/cs#Datab.C3.A1ze

14. SEZNAM TABULEK

Tabulka 1: Současně nejpoužívanější srdeční podpory	44
Tabulka 2: Rozdíly mezi vířivými a radiálními čerpadly	63
Tabulka 3: Hlavní rozměry čerpadel COV 43 a COV 23	72
Tabulka 4: Výpočetní sítě a počty buněk	87
Tabulka 5: Čerpadlo COV 43.....	114
Tabulka 6: Čerpadlo COV 23.....	114
Tabulka 7: CFD Stacionární výpočet (CFX) COV 43, N=1 190 422	115
Tabulka 8: CFD Nestacionární výpočet (CFX) COV 43, N= 951 625	115
Tabulka 9: CFD Nestacionární výpočet (CFX) COV 43, N= 2 357 446	115
Tabulka 10: CFD Nestacionární výpočet (CFX) COV 43, N= 4 230 028	115
Tabulka 11: CFD Nestacionární výpočet (CFX) COV 43, N= 1 110 781	115

15. SEZNAM OBRÁZKŮ

Obrázek 1: Tělní a plicní krevní okruh [1] (upraveno)	14
Obrázek 2: Tlak krve v různých částech systémového řečiště [3]	15
Obrázek 3: Elastické vlastnosti tepen [1] (upraveno).....	16
Obrázek 4: Lidské srdce [1] (upraveno)	17
Obrázek 5: Postup vzruchu srdcem [1] (upraveno).....	18
Obrázek 6: Průběh vzruchu srdcem s ohledem na EKG záznam [1] (upraveno).....	19
Obrázek 7: Mechanické procesy srdečního cyklu, zobrazeno pro levou část srdce [1] (upraveno)	20
Obrázek 8: Přehled hodnot tlaků v jednotlivých částech srdce	22
Obrázek 9: Princip řízení srdečního výdeje	23
Obrázek 10: Frank-Sterlingova křivka [1] (upraveno)	24
Obrázek 11: Distribuce krve v krevním oběhu [6].....	25
Obrázek 12: Složení lidské krve [1] (upravena).....	25
Obrázek 13: Závislost tečného napětí a dynamické viskozity na smykové rychlosti 1) Newtonovská kapalina, 2) Pseudoplastická kapalina, 3) Dilatantní kapalina, 4) Skutečná plastická kapalina, 5) Binghamova ideálně plastická kapalina [7] (upraveno)	27
Obrázek 14: Kapaliny s různou viskozitou (nalevo nejnižší viskozita, napravo nejvyšší) [10] .	28
Obrázek 15: Neneutronovské kapaliny v klidu a v pohybu [7]	29
Obrázek 16: Princip dilatantní kapaliny [7].....	30
Obrázek 17: Závislost smykového napětí na smykové rychlosti tixotropní kapaliny [7].....	31
Obrázek 18: Závislost smykového napětí na smykové rychlosti reopektické kapaliny [7].....	31
Obrázek 19: Závislost viskozity krve na smykové rychlosti a hematokritu [12] (upraveno) ...	32
Obrázek 20: Závislost indexu hemolýzy na smykovém napětí a době expozice (upraveno) ..	35
Obrázek 21: Víry Kolmogorova měřítka [16] (upraveno)	36

Obrázek 22: Intraaortální balónek a jeho poháněcí konzole [27] [28] (upraveno)	39
Obrázek 23: Generace srdečních podpor [32] (upraveno).....	41
Obrázek 24: HeartMate XVE [33] (upraveno).....	41
Obrázek 25: Čerpadlo 2. Generace s kulovými ložisky [34] (upraveno)	42
Obrázek 26: Současně používané druhy čerpadel jako srdeční podpora [25] (upraveno)	42
Obrázek 27: Hydrodynamické ložisko [34] (upraveno).....	43
Obrázek 28: Kombinace magnetických a hydrodynamických ložisek (červeně zvýrazněn je tenký film, pomocí permanentních magnetů je vymezena radiální vůle) [34] (upraveno).....	43
Obrázek 29: Magnetické ložisko [34] (upraveno).....	44
Obrázek 30: Vliv axiálního respektive radiálního čerpadla na průtok krve srdcem [25] (upraveno).....	45
Obrázek 31: Vliv Frank-Sterlingova mechanismu na tlak a průtok v srdci [31] (upraveno).....	46
Obrázek 32: Srovnání axiálního čerpadla Heartmate II (oranžová křivka, 9000 1/min) a radiálního čerpadla Heartmate III (zelená křivka, 5400 1/min) [35]	46
Obrázek 33: Vliv shodné, protichůdné a asynchronní modulační na průtok a tlaky v srdci (AoP=aortální tlak, LKP=tlak v levé komoře, LVADF=průtok čerpadlem) [25] (upraveno).....	47
Obrázek 34: Heartmate II [36] [37] (upraveno)	48
Obrázek 35: Charakteristika čerpadla HeartMate II (červené křivky – krev, černé křivky – 5 % roztok glukózy) [38]	48
Obrázek 36: HeartMate III [39] (upraveno)	49
Obrázek 37: Charakteristika čerpadla HeartMate III v porovnání s HeartMate II [39].....	49
Obrázek 38: HeartWare HVAD [42] [43] (upraveno)	50
Obrázek 39: Charakteristika čerpadla HeartWare HVAD (červené křivky – krev, černé křivky – 5 % roztok glukózy) [38].....	50
Obrázek 40: HeartWare MVAD [44] [46] (upraveno)	51
Obrázek 41: Charakteristika čerpadla HeartWare MVAD [45]	51
Obrázek 42: Jarvik 2000 [47]	52
Obrázek 43: Charakteristika čerpadla Jarvik 2000 [47].....	52
Obrázek 44: HeartAssist 5 [50] [51] (upraveno)	53
Obrázek 45: Charakteristika čerpadla HeartAssist 5 [49].....	53
Obrázek 46: SynCardia [54] (upraveno)	54
Obrázek 47: Pracovní cyklus čerpadla SynCardia [55]	55
Obrázek 48: Cordierův diagram (Modrým bodem je v diagramu zobrazeno vířivé čerpadlo COV 43, které bude dále v práci více rozebíráno) [56] (upraveno).....	56
Obrázek 49: Vířivé čerpadlo a jeho hlavní části [58] (upraveno).....	57
Obrázek 50: Princip proudění ve vířivém čerpadle [58].....	58
Obrázek 51: Typická charakteristika vířivého čerpadla [58] (upraveno)	60

Obrázek 52: Různé konfigurace lopatkování (a) jednostranné lopatkování, (b) oboustranné lopatkování, (c) přímé radiální lopatkování, (d) lopatkování Chevron, (e) půlkruhové lopatkování, (f) lopatkování profilu křídla [58]	61
Obrázek 53: Vliv počtu lopatek na charakteristiku čerpadla [64]	64
Obrázek 54: Různé druhy lopatkování, které zkoumal Choi [66] (upraveno)	65
Obrázek 55: Různé druhy lopatkování, které zkoumal Nejadrajabali [65]	65
Obrázek 56: Vliv výstupního úhlu lopatky na charakteristiku čerpadla [66] (upraveno)	66
Obrázek 57: Vliv bočního výstupního úhlu na proudění za lopatkou [63] (upraveno)	67
Obrázek 58: Vliv výstupního bočního úhlu lopatky na charakteristiku čerpadla [63] (upraveno)	68
Obrázek 59: Příklad natočení vstupního úhlu lopatky a rychlostní trojúhelníky na vstupu a výstupu [67]	68
Obrázek 60: Vliv vstupního úhlu lopatky na charakteristiku čerpadla [67]	69
Obrázek 61: Vír v srdeční komoře a jeho vznik při diastole [61] (upraveno)	70
Obrázek 62: Detail srdeční komory (šlašinky a papilární svaly) [1] (upraveno)	71
Obrázek 63: Vizualizace víru v srdeční komoře [61]	71
Obrázek 64: Model čerpadla COV 43	72
Obrázek 65: Měřicí trať a její schéma	73
Obrázek 66: Charakteristika čerpadla COV 43	75
Obrázek 67: Charakteristika čerpadla COV 23	75
Obrázek 68: Popis rozměrů lopatky [63]	76
Obrázek 69: Bezrozměrné charakteristiky čerpadel COV 43 a COV 23	77
Obrázek 70: Zobrazení pracovního bodu srdce v charakteristice upraveného čerpadla COV 43	78
Obrázek 71: Dekompozice a výpočetní síť bočního kanálu, vstupu a výstupu čerpadla	80
Obrázek 72: Kvalita sítě bočního kanálu	80
Obrázek 73: Dekompozice a výpočetní síť oběžného kola čerpadla	81
Obrázek 74: Kvalita sítě oběžného kola	81
Obrázek 75: Okrajové podmínky	82
Obrázek 76: Zobrazení charakteristiky čerpadla získané stacionární CFD analýzou a experimentálně změřenou	84
Obrázek 77: Zobrazení charakteristiky čerpadla získané nestacionární CFD analýzou a experimentálně změřenou	86
Obrázek 78: Vypočtená charakteristika čerpadla COV 43 a nezávislost sítě	87
Obrázek 79: Závislost tlaku čerpadla na natočení oběžného kola, respektive časová závislost	88
Obrázek 80: Rychlá Fourierova transformace aplikovaná na výše uvedený průběh tlaku čerpadla	88
Obrázek 81: Podrobnější závislost tlaku čerpadla na natočení kola	89
Obrázek 82: Relativní meridiální vektory rychlosti v lopatkovém prostoru vířivého čerpadla	90

Obrázek 83: Vektory relativních rychlostí na ploše konstantní vzdálenosti od osy rotace, $D = 68 \text{ mm}$	91
Obrázek 84: Vektory relativních rychlostí na ploše konstantní vzdálenosti od osy rotace, $D = 76 \text{ mm}$	91
Obrázek 85: Zobrazení vírových struktur v oběžném kole pomocí Q-kritéria ($Q=0.0916$)	92
Obrázek 86: Zobrazení vírových struktur v oběžném kole pomocí λ_2 -kritéria ($\lambda_2=0.05$).....	93
Obrázek 87: Zobrazení vírových struktur ve výstupním potrubí pro různá natočení oběžného kola pomocí λ_2 -kritéria ($\lambda_2=0.03$).....	93
Obrázek 88: Dekompozice a výpočetní síť pozměněného oběžného kola čerpadla	94
Obrázek 89: Kvalita sítě pozměněného oběžného kola	94
Obrázek 90: Zobrazení charakteristiky čerpadla získané nestacionární CFD analýzou s pozměněným oběžným kolem a experimentálně změřené charakteristiky čerpadla COV 43	95
Obrázek 91: Vektory relativních rychlostí na ploše konstantní vzdálenosti od osy rotace, $D = 68 \text{ mm}$	96
Obrázek 92: Vektory relativních rychlostí na ploše konstantní vzdálenosti od osy rotace, $D = 76 \text{ mm}$	96

16. SEZNAM POUŽITÝCH VELIČIN

A) Symboly a zkratky (latinské názvy)

A_c	$[m^2]$	Průtočný průřez kanálu
b	$[mm]$	Šířka oběžného kola
B	$[mm]$	Šířka čerpadla
d	$[m]$	Průměr oběžného kola
D_1	$[mm]$	Průměr oběžného kola
D_2	$[mm]$	Průměr čerpadla
$\frac{dv}{dy}$	$[s^{-1}]$	Smyková rychlost
f	$[Hz]$	Frekvence
g	$[m \cdot s^{-2}]$	Tíhové zrychlení
H	$[m]$	Dopravní výška
IH	$[\%]$	Index hemolýzy
Kn	$[-]$	Knudsenovo číslo
l	$[m]$	Charakteristický rozměr
\dot{m}	$[kg/s]$	Hmotnostní průtok
M_k	$[N \cdot m]$	Krouticí moment (na hřídeli)
n	$[min^{-1}]$	Otáčky
p	$[Pa]$	Tlak
p_1	$[Pa]$	Atmosferický tlak
p_2	$[Pa]$	Tlak za výtlačným hrdlem čerpadla
P_{in}	$[W]$	Příkon elektromotoru čerpadla
P_{out}	$[W]$	Výkon čerpadla
R_{2t}	$[m]$	Poloměr čela oběžného kola
R_h	$[m]$	Poloměr paty kola
R_m	$[m]$	Střední poloměr kola
S_2	$[m^2]$	Průřez v místě odběru tlaku p_2
T	$[s]$	Perioda
Q	$[l/min]$	Objemový průtok
Q	$[s^{-2}]$	Q-hodnota
u_{BX}	$[dle X]$	Nejistota typu B veličiny X
v_{ij}	$[s^{-1}]$	Tenzor rychlosti deformace
V	$[l]$	Objem
Y	$[J/kg]$	Měrná energie
z	$[-]$	Počet lopatek

B) Řecké symboly

α	[°]	Úhel natočení lopatky
β	[°]	Úhel natočení lopatky
δ	[–]	Specifický průměr
Δp	[Pa]	Tlak čerpadla
Δt	[s]	Časový krok
η	[%]	Účinnost
η_h	[%]	Hydraulická účinnost
η	[kg · m ⁻¹ · s ⁻¹]	Dynamická viskozita
η_a	[kg · m ⁻¹ · s ⁻¹]	Zdánlivá viskozita
λ	[m]	Střední volná dráha molekul
$\lambda_2(A)$	[dle A]	Druhá vlastní hodnota tenzoru A
ν	[m ² · s ⁻¹]	Kinematická viskozita
ρ	[kg · m ⁻³]	Hustota
σ	[–]	Specifické otáčky
τ	[kg · m ⁻¹ · s ⁻²]	Tečné napětí
φ	[–]	Průtokové číslo
ψ	[–]	Tlakové číslo
ω	[rad · s ⁻¹]	Úhlová rychlost
ω_{ij}	[s ⁻¹]	Tenzor úhlové rychlosti

17. SEZNAM PŘÍLOH

- 1) Naměřená data
- 2) Výsledky CFD Analýz

NAMĚŘENÁ DATA

Tabulka 5: Čerpadlo COV 43

p_2	P_{in}	Q	n	Y	P_{out}	η	u_{BQ}	u_{BY}	$u_{B\eta}$
[kPa]	[W]	[l/s]	[min ⁻¹]	[J/kg]	[W]	[%]	[l/s]	[J/kg]	[%]
951.15	3061	0.02	2549	854.3	17.3	0.6	0.00	1.1	0.1
937.52	2920	0.02	2783	840.6	17.0	0.6	0.00	1.1	0.1
909.82	2692	0.11	2804	813.0	93.1	3.5	0.00	1.1	0.1
883.24	2432	0.16	2826	786.4	127.3	5.2	0.00	1.1	0.1
843.97	2258	0.22	2843	747.2	162.6	7.2	0.00	1.1	0.1
783.49	2077	0.30	2858	686.9	208.4	10.0	0.00	1.1	0.1
707.23	1865	0.42	2877	610.9	254.7	13.7	0.00	1.1	0.2
644.34	1682	0.52	2891	548.4	282.6	16.8	0.00	1.1	0.2
577.20	1502	0.62	2904	481.7	296.8	19.8	0.00	1.1	0.3
511.56	1338	0.71	2916	416.6	297.2	22.2	0.00	1.1	0.3
435.48	1162	0.83	2929	341.2	282.2	24.3	0.00	1.1	0.4
377.68	1032	0.93	2939	284.2	263.2	25.5	0.00	1.1	0.5
320.43	899	1.03	2947	227.7	234.2	26.0	0.01	1.1	0.5
275.62	805	1.12	2954	183.7	205.6	25.5	0.01	1.1	0.6
223.25	708	1.23	2961	132.4	163.2	23.1	0.01	1.1	0.6
177.42	628	1.33	2966	87.7	116.9	18.6	0.01	1.1	0.6
93.48	454	1.44	2977	4.9	7.0	1.5	0.01	1.1	0.3

Tabulka 6: Čerpadlo COV 23

p_2	P_{in}	Q	n	Y	P_{out}	η	u_{BQ}	u_{BY}	$u_{B\eta}$
[kPa]	[W]	[l/s]	[min ⁻¹]	[J/kg]	[W]	[%]	[l/s]	[J/kg]	[%]
497.23	763	0.021	2777	399.3	8.3	1.1	0.004	1.1	0.2
489.67	753	0.021	2781	391.7	8.1	1.1	0.004	1.1	0.2
477.01	830	0.102	2751	379.1	38.5	4.6	0.004	1.1	0.2
467.31	793	0.150	2770	369.5	55.2	7.0	0.004	1.1	0.2
452.61	779	0.191	2776	354.8	67.9	8.7	0.004	1.1	0.3
426.29	763	0.259	2785	328.6	85.2	11.2	0.004	1.1	0.3
416.57	750	0.289	2791	319.0	92.1	12.3	0.004	1.1	0.3
388.78	729	0.354	2798	291.3	103.0	14.1	0.004	1.1	0.4
369.94	697	0.418	2812	272.7	114.0	16.4	0.004	1.1	0.4
358.94	678	0.441	2820	261.8	115.3	17.0	0.004	1.1	0.5
325.83	639	0.505	2834	228.9	115.6	18.1	0.004	1.1	0.5
293.88	613	0.564	2849	197.2	111.2	18.1	0.004	1.1	0.5
266.58	545	0.612	2872	170.2	104.1	19.1	0.004	1.1	0.6
245.03	525	0.639	2876	148.8	95.1	18.1	0.004	1.1	0.6
193.87	471	0.710	2894	98.0	69.6	14.8	0.004	1.1	0.6
162.27	375	0.756	2921	66.7	50.4	13.4	0.004	1.1	0.7
133.05	326	0.804	2936	37.8	30.3	9.3	0.004	1.1	0.6
96.00	270	0.859	2947	1.1	0.9	0.3	0.004	1.1	0.3

VÝSLEDKY CFD ANALÝZ

Tabulka 7: CFD Stacionární výpočet (CFX) COV 43, N=1 190 422

Q	Δp	Y	M_k	η_h
$[l/s]$	$[kPa]$	$[J/kg]$	$[N \cdot m]$	$[\%]$
1	124	120.4	1.63	24.3
0.7	241	239.2	2.28	24.2
0.5	331	330.1	2.71	20.1

Tabulka 8: CFD Nestacionární výpočet (CFX) COV 43, N= 951 625

Q	Δp	Y	M_k	η_h
$[l/s]$	$[kPa]$	$[J/kg]$	$[N \cdot m]$	$[\%]$
1	259	255.4	2.41	34.9
0.7	445	443.2	3.64	28.1
0.5	588	587.1	4.55	21.2

Tabulka 9: CFD Nestacionární výpočet (CFX) COV 43, N= 2 357 446

Q	Δp	Y	M_k	η_h
$[l/s]$	$[kPa]$	$[J/kg]$	$[N \cdot m]$	$[\%]$
1	262	258.4	2.43	35.0
0.7	457	455.2	3.74	28.1
0.5	614	613.1	4.74	21.3

Tabulka 10: CFD Nestacionární výpočet (CFX) COV 43, N= 4 230 028

Q	Δp	Y	M_k	η_h
$[l/s]$	$[kPa]$	$[J/kg]$	$[N \cdot m]$	$[\%]$
1	261	257.4	2.43	34.9
0.7	459	457.2	3.75	28.1
0.5	–	–	–	–

Tabulka 11: CFD Nestacionární výpočet (CFX) COV 43, N= 1 110 781

Q	Δp	Y	M_k	η_h
$[l/s]$	$[kPa]$	$[J/kg]$	$[N \cdot m]$	$[\%]$
1	348	344.4	4.09	27.7
0.7	437	435.2	3.74	26.8
0.5	442	441.1	4.08	17.8